



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Odontología

Unidad de Posgrado

**“Endodoncia rotatoria-metaloproteinasas en la
degradación de la pulpa dentaria”**

MONOGRAFÍA

Para optar el Título de Segunda Especialidad Profesional en
Endodoncia y Cariología

AUTOR

Elvis Pablo TERREL NAVARRO

ASESOR

Mg. Doris SALCEDO MONCADA

Lima, Perú

2010



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Terrel, E. Endodoncia rotatoria-metaloproteinasas en la degradación de la pulpa dentaria. [Monografía]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Odontología, Unidad de Posgrado; 2010.

Dedicado a la memoria de mi
abuelo Victor Navarro A.

Agradecimientos:

A mi tutora Mg. Doris Salcedo, responsable de la especialidad de Endodoncia y Cariología un profundo reconocimiento por la dedicación y orientación científica que brindo a mi persona durante la especialidad.

A la Esp. Marisa Jara, por su constante ayuda y amistad.

A la Esp. Leyla Delgado, por su constante colaboración y ayuda científica.

A todos los docentes y amigos de la especialidad que me brindaron su apoyo y amistad incondicional.

INDICE

I. Introducción.....	1
II. Generalidades	3
III. Metaloproteinasas: clasificación.	
3.1 Colagenasas Intersticiales.....	3
3.2 Gelatinasas	4
3.3 MMPs Tipo Membranales.....	5
3.4 Otras MMPs	5
IV. MMPs Relacionados al Complejo Dentino Pulpar.....	6
V. Mecanismo de Acción de las MMPs	7
VI. Regulación de las MMPs	11
VII. Conclusiones	14
VIII. Referencias Bibliográficas.....	15

INTRODUCCIÓN

Actualmente, los estudios moleculares de las enfermedades buco dentales han llevado a un mejor conocimiento de determinadas enzimas, como es el caso de las metaloproteinasas de la matriz (MMP).

Los hallazgos sobre estas enzimas en relación con las enfermedades dentales no sólo nos permiten conocer más a fondo su etiopatogenia a través de mecanismos moleculares, sino que además pueden ser un punto de partida muy valioso para desarrollar enfoques terapéuticos nuevos, al menos prometedores, en la lucha contra distintas patologías.

La pulpa es un tejido conectivo especializado, de origen mesenquimático, ricamente innervado y vascularizado que se encuentra dentro del espacio central del diente y rodeado por dentina. Ésta se encuentra conformada por una población heterogénea de células, incluyendo odontoblastos, fibroblastos, linfocitos T y macrófagos, todas dentro de una matriz extracelular rica en colágeno. (1)

La matriz extracelular (MEC) del tejido conectivo es altamente organizada y consiste en adhesiones de colágeno, fibras elásticas y glucoproteínas (2). Su resistencia estructural es muy delicada y depende del balance de diferentes enzimas proteolíticas y de sus activadores e inhibidores (3).

Las enzimas proteolíticas se pueden clasificar en dos grandes grupos: peptidasas (exopeptidasas) y proteinasas (endopeptidasas).

Las peptidasas actúan sobre los enlaces peptídicos de los extremos de la cadena y pueden ser aminopeptidasas o carboxipeptidasas. Las proteinasas actúan en el interior de la cadena y se clasifican de acuerdo con la identidad del residuo catalítico primario. Así, pueden ser: serinproteinasas, cisteinilproteinasas, aspartilproteinasas, y metaloproteinasas (4).

Una de las características principales en la inflamación pulpar es la degradación de la matriz de proteínas, estos cambios suceden en presencia de dichas endopeptidasas las cuales actúan a su vez sobre una diversidad de proteínas que conforman los tejidos presentes en la pulpa (5).

El objetivo de esta monografía fue el describir el mecanismo de liberación, activación y acción de las metaloproteinasas de la matriz (MMPs), para que suceda la degradación del tejido pulpar.

GENERALIDADES

La primera MMP, una colagenasa, se descubrió en el año 1960. Veinte años después, un grupo investigador de Estocolmo encontró que diversas líneas celulares tumorales malignas producían grandes cantidades de otra enzima de este tipo, que estaba íntimamente ligada a la producción de metástasis. Desde entonces, varias investigaciones han demostrado que las MMPs están involucradas en el desarrollo y la progresión de diversas enfermedades.

Los primeros reportes en cuanto a colagenasas en el hombre surgieron a partir de estudios en encía y hueso. Estas observaciones constituyen la base a partir de la cual se empezó a realizar más investigaciones, que han llevado al aislamiento y clonación de un número continuo y creciente de MMPs. Estas son un grupo de enzimas proteolíticas que participan en la degradación y cambio de la MEC de todos los tejidos del organismo incluyendo tejido mesenquimático, hueso, esmalte, y dentina. Las MMPs son aproximadamente 159 (www.merops.ac.uk). de las cuales 28 son específicas de la MEC.

Las MMPs se clasifican específicamente en 5 grupos; a-) Colagenasa Intersticiales, b-) Gelatinasas, c-) Estromelisin, Matrilisina y Metaloelastasa, d-) MMPs de Tipo Membranales y e-) Otras MMPs (6).

Colagenasas intersticiales (MMP-I, MMP-8 Y MMP-13)

Las colagenasas MMP-I, 8 y 13 inician la degradación del colágeno I, II y III, los cuales continúan su degradación por otras MMPs y enzimas proteolíticas no MMPs. Estas enzimas para ejercer su acción dependen de cofactores como el calcio y zinc. Las colagenasas intersticiales operan dividiendo el colágeno en fragmentos de colágena $\frac{3}{4}$ y $\frac{1}{4}$, que, por sí solos son fácilmente desnaturalizados y transformados en gelatina. Una vez formada la gelatina la MMP-2 y MMP-9 o Gelatinasas, la degradan en miles de fragmentos diminutos. La MMP-I es expresada en su forma latente con un peso de 52 kDa que se convierte en 42 kDa, al activarse pierde su dominio pro péptido. La MMP-I es casi específica del colágeno tipo III y generalmente se cree que está

relacionada con los cambios de los tejidos normales. Además de los fibroblastos, muchas otras células como queratinocitos, células endoteliales, macrófagos también producen la MMP-I.

La MMP-8 se secreta en forma latente con un peso de 75 kDa, que se convierte en 66 kDa en su forma activa. Esta metaloproteinasa prefiere la colágena I pero en menor cantidad degrada la Col II, inicialmente se creía que era sintetizado por el PMN durante su maduración, pero actualmente se ha hallado en células no PMNs como las endoteliales.

La MMP-13 es secretada en forma latente con un peso de 60 kDa e inmediatamente después de su clivaje como enzima activa obtiene un peso de 48 kDa. A diferencia de la MMP-I y 8 no tiene un sus trato preferido o específico, sino que degrada en igual cantidades el colágeno I, II, III, membranas basales de colágeno IV, proteoglicanos, fibronectina, fibrina, y tenasina. Pero éste tiene su mayor eficiencia en el colágeno tipo II (7).

Gelatinasas (MMP-2 y MMP-9)

Son MMPs que tienen un dominio adicional con tres partes de fibronectina tipo II repetidas en su dominio catalítico, que le dan a estas enzimas la habilidad de adherirse al colágeno y gelatina. La función de esta unión es de desnaturalizar estas proteínas. En general las gelatinasas degradan colágeno tipo IV, V, VII, X, XI Y XII, fibronectina y elastina, proteínas encontradas en gran cantidad en el tejido pulpar sano e hialinizado (8). También se ha demostrado que las gelatinasas en medios ácidos tienen la capacidad de degradar el colágeno I, de manera que participan en la remodelación del colágeno de la MEC.

La función específica más importante de estas enzimas en la pulpa dental es degradar la gelatina que se ha formado de la degeneración de la colágena de $\frac{3}{4}$ y $\frac{1}{4}$ por las colagenasas. La MMP-2 es secretada en forma latente con un peso de 72 kDa convirtiéndose el peso molecular de 59 a 62 kDa en su activación proteolítica. Es característica en la degradación de la elastina y es secretada principalmente por fibroblastos y otras células del tejido conectivo. En la pulpa dental tiene gran importancia, por ser la MMP que más se

determina en pulpas con lesiones irreversibles; además, en la dentinogénesis se encuentra en gran cantidad y se ha logrado marcar en el epitelio interno del esmalte (9).

La MMP-9 es secretada con un peso molecular de 92 kDa en forma latente y se convierte a 82 y 68 kDa en su forma activa. Tiene la capacidad de degradar colágeno IV, V, VII, X, XI, XIV, fibronectina, gelatina y elastina. Es secretada por los neutrófilos primarios granulares y ésta secreción induce a la producción de macrófagos. Durante la dentinogénesis actúa en la degradación de la membrana basal y se ha demostrado que tanto la MMP-2, 9 Y TIMP-I (inhibidor de la MMP-2) son secretadas por odontoblastos (10).

MMPs de tipo membranales (MMP-14, MMP-15, MMP-16, MMP-17, MMP-24, MMP-25)

Estas enzimas tienen una estructura diferente, ya que al poseer una secuencia adicional en la terminal C llamada dominio transmembrana, que es necesaria para su activación. Hasta la presente fecha se ha descubierto 6 diferentes tipos: MMP-14, 15, 16, 17, 24 y 25, no obstante no se han descubierto sus funciones en la pulpa dental, pero se cree que algunas de éstas sirven para activar la pro MMP-2.

En la pulpa dental se ha encontrado que los odontoblastos tienen la capacidad de secretar la MMP-14 (11).

Otras MMPs (MMP-19, MMP-20, MMP-23, MMP-27)

Solamente se ha determinado 4 de éstas de forma parcial sin conocer la acción exacta de alguna. A pesar de lo difícil de estudiar, la MMP-20 o enamelisina es la enzima que más se ha encontrado en la formación del diente, siendo únicamente secretada por odontoblastos, y ameloblastos, teniendo como función degradar la proteína de la matriz del esmalte enamelina y la amelogenina. La MMP-19 tiene la capacidad de degradar la tenascina, la cual es posible encontrar en la pulpa dental, pero aún no se ha estudiado esta función (12).

METALOPROTEINASA	PRODUCCION	SUSTRATO
MMP-1 (colagenasa-1)	Varios tipos de células	Colágeno III, I, II
MMP-2 (gelatinasa A)	incluidos los odontoblastos.	Colágeno IV, gelatin, I, II, III, uniones de proteoglicanos.
MMP-3 (stromelysina-1)	Odontoblastos	Colágeno III NSLRP
MMP-8 (colagenasa-2)	Leucocitos PMN , odontoblastos fibroblastos	Colágeno I, III
MMP-9 (gelatinasa-B)	Leucocitos PMN Odontoblastos	Colágeno IV, Gelatin, fibronectina
MMP-10 (stromelysina-2)	Varios tipos de células incluidos los odontoblastos.	Colágeno III, IV, V, gelatin, laminina, fibronectina, uniones de proteoglicanos
MMP-11 (stromelysina-3)	Odontoblastos	Otras enzimas humanas
MMP-13 (colagenasa-3)	Fibroblastos, osteoblastos periodontales.	Colágeno II, I, III
MMP-14 (MT1)	Osteoblastos odontoblastos	Colágeno I, II, III, gelatin proteoglicanos
MMP-15 (MT2)	Odontoblastos.	Fibronectina MMP-2
MMP-17 (MT4)	Fibroblastos	Gelatin TNF
MMP-20 (enamelysin)	Ameloblastos, odontoblastos	Gelatin
MMP-23 (cistein MMP)	Odontoblastos	Gelatin

Tabla 1. Metaloproteinasas relacionadas al complejo dentino pulpar

Mecanismo de Acción de las MMPs

La desmineralización del tejido dentario sucede cuando la placa dentobacteriana cae minutos posteriores a la ingesta de carbohidratos a pH de 5.5, hasta que los amortiguadores salivales neutralizan el pH. Si la desmineralización continúa, sucede la destrucción de la matriz orgánica de colágeno en la dentina (13). Esta degradación de la matriz es causada básicamente por las proteasas bacterianas, pero a pesar de que muchas bacterias orales pueden producir enzimas proteolíticas, hasta la fecha no hay evidencia que las bacterias asociadas con el inicio y progresión de la lesión cariosa, produzcan enzimas capaces de degradar la matriz orgánica de la pulpa (14).

Bajo condiciones normales, el tejido pulpar se encuentra protegido por dentina, cemento y esmalte. En cualquier condición donde se pierda la integridad natural de protección ya sea del esmalte o cemento (factores iatrogénicos y/o microbianos), sucede la consecuente exposición dentinal y por último o en el mismo momento la irritación al tejido pulpar (15). Las mayores vías de contaminación pulpar es a través de los túbulos dentinarios expuestos, exposición directa de pulpa, foramen apical y/o laterales ya través de la sangre (16). Cualquier situación que acontezca produce en el tejido pulpar gran cantidad de cambios inflamatorios vasculares y celulares que podrían culminar en la destrucción de la MEC y del tejido pulpar (17).

Para que suceda la degradación de algún tejido corporal es necesario la activación de al menos una de las 5 vías; vía dependiente del plasminógeno, la fagocítica, la de la serinproteínasa del neutrófilo, la osteoclástica por reabsorción de hueso y la vía de MMPs (18). Tres de ellas (plasminógeno, fagocítica y MMPs) afectan exclusivamente los tejidos blandos, pero la vía de las MMPs es una de las más importantes en la destrucción del tejido pulpar inflamado; actualmente es la más investigada, ya que trabaja como reguladora de cualquiera de las otras vías (19,20,21). La vía de las MMPs son las

encargadas de destruir el colágeno de los tejidos tanto mineralizados como blandos, en conjunto con la fagocítica fibroblástica que se encarga de la consecuente degradación de las fibras intracelularmente (22). Se ha determinado que la Vía del activador plasminógeno, estimulada a través del Factor de Necrosis Tumoral alfa (TNF) tiene actividad sobre la MMP2, de igual manera el TNF estimula a la MMP-9, motivo por el cual se cree que el TNF actúa sobre algunos sistemas de degradación pulpar. (10). Se ha demostrado el efecto de esta citosina en el proceso inflamatorio debido a la inducción de enzimas proteolíticas en osteoblastos humanos; y, se cree que causa el mismo efecto en células pulpareas humanas (12). Una evidencia de ello es que células del tejido pulpar presentan valores basales (bajos) de MMPs, pero en presencia de un factor irritante los valores aumentan en pulpitis y disminuyen de nuevo en necrosis (13).

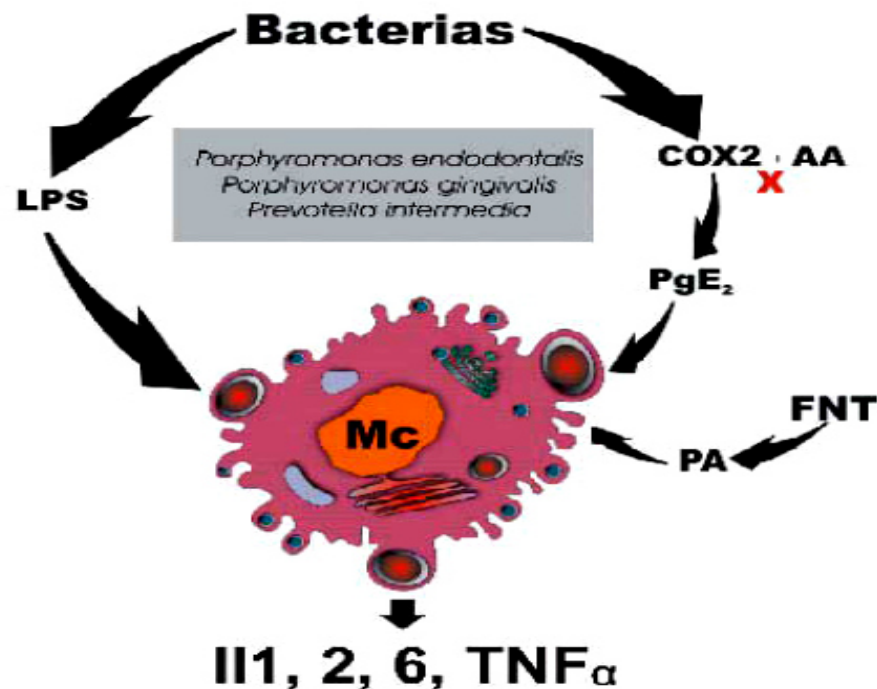


Figura 1. Algunas bacterias estimulan la formación de citosinas en fibroblastos, monocitos, macrófagos por la vía del COX.

La vía de las MMPs puede ser activada por diferentes factores: PGE2 procedente de la vía de la ciclooxygenasa del ácido araquidónico (23), bacterias llamadas anteriormente como bacteroides pigmentados de negro como *Porphyromonas endodontalis* y *P. gingivalis* y *Prevotella Intermedia* (13,17), y agentes farmacológicos (24), citosinas y lipopolisacáridos (20). Cualquiera de ellos actúan como activadores o mensajeros sobre los macrófagos activados y monocitos tisulares, los cuales tienen la función de regular la liberación de citosinas y factores de crecimiento endógenos (TGF) que intervienen como activadores o reguladores en la producción de MMPs, ya sea en el mismo macrófago y en otras células como fibroblastos y células pulpares (14,23).

Las prostaglandinas se han visto envueltas en la producción de MMPs, por lo que se ha observado que la dexametasona e inhibidores de COX2 evitan la producción de MMPs. Además se ha observado que este medicamento inhibe de la activación del NFk beta (ligando en la reabsorción ósea y dental), se cree que la MMP-2 especialmente en células pulpares humanas está parcialmente mediada por la vía de NFk beta. Igualmente se cree que el uso de inhibidores de COX2 puede ser un agente de uso clínico en endodoncia preventiva en combinación con el tratamiento convencional para una terapia más eficaz (25). También agentes farmacológicos como inhibidores de la síntesis proteica, TGF beta e inhibidores del PKC (familia de al menos 12 isoenzimas que regulan en la función de muchas células, incluyendo la proliferación y adhesión) podrían en un futuro integrarse al tratamiento endodóntico preventivo por actuar como inhibidores de las MMPs (19).

El sistema Fibrinolítico es importante en la reacción inflamatoria por actuar como regulador en la proteólisis extracelular, el cual facilita la degradación del tejido conectivo y permite que se disemine la inflamación. Este sistema está activado por los activadores plasminógenos (PAs), que son proteasas de serina que catalizan la conversión de proenzimas plasminógenas a enzimas plasminógenas activas (26). Así mismo, los PAs estimulan la inducción de citosinas para la formación de MMPs, especialmente MMP-2 y 9 (26,10).

Una vez que sucede la primera fase de activación de las células pulpaes por los activadores ya mencionados, se libera una serie de citosinas como son; IL1, IL2, IL6, IL8 (20), y especialmente la IL 1 alfa (9) e IL 1 beta (19). Una vez liberadas estas citosinas actúan directamente en otras células pulpaes, especialmente fibroblastos, posiblemente en dos condiciones; a través de una vía directa en la inducción del gen de expresión de las MMPs por una modulación de las interacciones de la MEC o bien, por un mecanismo indirecto donde las interacciones de la MEC y las células inducen la expresión de moléculas intermedias secretadas que regulan las MMPs (27). Cualquiera de las dos vías induce a la formación de MMPs por parte de los ribosomas que inician con la formación de ARNm de colagenasas de tipo dosis dependiente.

Además de los fibroblastos se ha sugerido que son muchas de las células pulpaes las que pueden secretar MMPs , así como provenientes del ligamento periodontal, células de la mucosa oral, de la saliva y placa dentobacteriana ; por ejemplo se ha observado que las células PMNs secretan las gelatinasas , los osteoblastos pueden sintetizar y secretar MMP-2 y MMP-9 , los odontoblastos MMP-2, MMP-8, 9, 20 en humanos y la MMP-3 observado en odontoblastos de ratas (1).

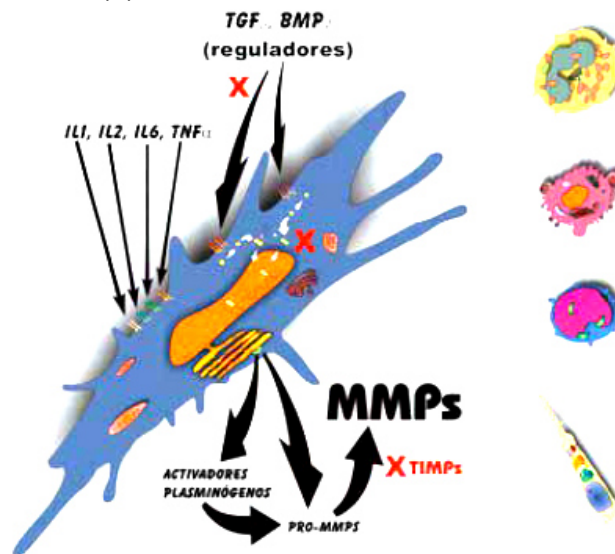


Figura 2. Los fibroblastos al igual que los PMN, macrófagos, linfocitos y odontoblastos producen MMPs, al ser estimulados por las citosinas. Este mecanismo puede ser regulado por el TGF.

Una vez liberadas las pro MMPs a la MEC, se da un autoclivage por parte de otras MMPs o bien por la plasmina que es una enzima agresiva, puede activar las procollagenasas y otras metaloproteinasas para activarlas en MMPs e iniciar el proceso de degradación (17)

Regulación de las MMPs

Debido a que las MMPs tienen la capacidad de degradar casi todos los tipos de componentes de la matriz, cuentan con un sistema regulador muy específico y efectivo que se ejecuta a nivel post-transcripcional. Hasta la fecha se ha demostrado que los factores de crecimiento beta1 (TGF beta1) Y BMP-2 son las moléculas capaces de controlar la síntesis de MMPs a nivel nuclear (18)

demostrado que los factores de crecimiento beta1 (TGF beta1) Y BMP-2 son las moléculas capaces de controlar la síntesis de MMPs a nivel nuclear (18).

El TGF beta se encuentra presente en la MEC pulpar en forma de un complejo, compuesto de: TGF beta, una proteína asociada al pro péptido de latencia del TGF beta (LAP) Y una proteína de unión al TGF beta latente (LTBP). Este factor es liberado de la MEC por múltiples proteasas, como las de serina y MMPs, y es activado proteolíticamente por acción de las MMPs o del pH ácido (18). Una vez activado, estimula a las células de la matriz que expresen receptores de serina/treonina cinasa tipo I y II. La acción conjunta de ambos receptores inicia la cascada de fosforilación de una familia de proteínas transductoras de señales denominadas SMAD, las cuales se unen al complejo AP-1 (activador protein-1) en el núcleo, para regular la transcripción de los genes de las MMPs. El complejo AP-1 es el resultado de la heterodimerización de pro-oncogenes c-Fos y c-Jun inducida por el TGF, siendo c-Jun responsable del realce de expresión de proteínas y diferenciación de los odontoblastos (21), hasta ahora se ha demostrado esta vía de regulación para las MMPs 1 y 13.

Existe poca información en la actualidad sobre el efecto regulador del BMP-2 sobre las MMPs, sin embargo se ha demostrado que las cascadas de señalización provocadas por el TGF beta y BMP-2 están conectadas y, aunque no se haya reportado actividad sinérgica entre ambas, se cree que cumpla la misma función reguladora que el TGF beta. (18)

Hasta la fecha se ha encontrado que en los tejidos dentarios; el TGF beta ejerce las siguientes funciones reguladoras:

- Induce la expresión de MMP-11 y MMP-13 en osteoblastos y fibroblastos, y de MMP-2 en fibroblastos gingivales.
- Disminuye la MMP-2 en células pulpares (27).
- Regula la expresión de MMP-9 en odontoblastos y suprime la secreción de MMP-9 de monocitos inducida por TNF alfa. (28)
- Suprime la expresión de MMP-1 en fibroblastos pulpares y de MMP-12 en macrófagos inducidos por citosinas. (29)
- Aumenta el mRNA de TIMP-1 y TIMP-3 en condrocitos humanos y osteoblastos de ratas.

Otra vía de restricción de la actividad proteolítica de las MMPs sucede a través de inhibidores endógenos, denominados TIMPs (inhibidores tisulares de las metaloproteinasas), los cuales actúan específicamente sobre las formas activas de las MMPs, incluso sobre ciertas formas latentes. Los TIMPs se encuentran presentes en una relación 1: 1 en comparación con las MMPs, condición que permite obtener un adecuado remodelamiento de la MEC, gracias al balance entre síntesis y degradación de la misma (14).

Los TIMPs son proteínas que tienen la forma de una cuña continua elongada en la que los extremos N-terminal y C-terminal de las cadenas polipeptídicas quedan enfrentados uno al otro.

La proteína TIMP-1 es una glicoproteína de 184 aminoácidos, que posee una masa molecular de 28.5 kDa. Cuenta con un punto isoeléctrico de 8.00 (18). Esta proteína ha sido detectada en cemento y dentina humana, y se ha

demostrado además que es secretada por osteoblastos humanos así como y que la TIMP-1 inhibe eficazmente la MMP-1, MMP-3 Y MMP-9 (7).

TIMP-2 es una proteína no glicosilada de 194 aminoácidos, con un peso molecular de 21 kDa. Tiene un punto isoeléctrico de 6.45. Es secretada por osteoblastos y condrocitos humanos (19). TIMP-2 tiene un efecto bifuncional sobre la MMP-2, ya que la activación de la proMMP-2 mediada por MT-MMP requiere una mínima cantidad de TIMP-2 para que ocurra el proceso, mientras que grandes cantidades de este inhibidor evita la activación de la enzima latente (11). Este proceso comprende la formación de un complejo MT1-MMP y TIMP-2, que funciona como receptor para el sitio de unión de la pro MMP-2, los cuales se unen por interacciones electrostáticas para permitir que otra MT1-MMP adyacente que se encuentra en la membrana transforme a la pro MMP-2 en una enzima activa (24). También se ha descrito que tiene poder inhibitorio sobre la MMP-9 (14).

TIMP-3 es una proteína de 188 aminoácidos, se caracteriza porque su secuencia de polipéptidos es similar a TIMP-1 y TIMP-2 en un 37% y 42% respectivamente. Posee un punto isoeléctrico de 9.04, se ha demostrado que esta proteína tiene una forma glicosilada de 27 kDa y una no glicosilada de 24 kDa, y se encuentra en la MEC en ambas formas . TIMP-3 inhibe por lo menos la MMP-2 y MMP-9 (19).

TIMP-4 es un polipéptido de 195 aminoácidos con un peso molecular de 22 kDa. Este polipéptido es similar al TIMP-1 en un 37% ya los TIMPs 2 y 3 en un 51%. Es la TIMP más neutral en condiciones fisiológicas ya que posee un punto isoeléctrico de 7.34, y ha sido detectada en cartílago humano. TIMP-4 es un excelente inhibidor de todas las clases de MMPs, sin tener una preferencia alguna en específico (10).

Por lo general, los TIMPs inhiben las MMPs activas, sin embargo, en el caso de las gelatinasas MMP-2 y 9 actúan de manera reversible con las formas inactivas de las mismas. Este complejo que se forma puede ser disociado permitiendo entonces la activación de las mencionadas gelatinasas (19).

CONCLUSIONES

Las MMP son enzimas que desempeñan un papel importante en múltiples procesos biológicos y patológicos por su capacidad de degradar los componentes de la MEC. En las últimas décadas se han conseguido avances importantes en el conocimiento de sus mecanismos de activación, la especificidad de sustratos y los mecanismos de inhibición por los TIMP.

Además, los progresos en el análisis estructural han llevado al diseño de inhibidores sintéticos de las MMP, algunos de los cuales han demostrado su eficacia en modelos animales. Por el contrario, los trabajos llevados a cabo en humanos no han demostrado un beneficio significativo. Por tanto, las investigaciones futuras deberán ir encaminadas a la síntesis de inhibidores específicos de las MMP con el fin de diseñar nuevas estrategias terapéuticas para las patologías asociadas con un desequilibrio en la degradación de la MEC, como las enfermedades vasculares. Las MMPs tienen un papel importante en la degradación del tejido pulpar, se puede encontrar valores aumentados en la determinación de éstas en pulpas inflamadas y disminuidas en normales y necróticas por lo que certifica que influyen de forma importante en el paso de estos estadios pulpares.

Las MMPs más importantes, estudiadas y encontradas son las colagenasas intersticiales y las gelatinasas lo que influye directamente en la degradación del colágeno como el componente más importante del tejido pulpar.

Las MMPs cumplen una función degradadora debido a que el sustrato principal es el colágeno, otras proteínas que se encuentran en gran cantidad en el tejido pulpar son secretadas por células pulpares y otras células, además son reguladas por proteínas como el TGF beta, BMP e inhibidas por los TIMPs, con el fin de detener, si es necesario, la degradación de los tejidos.

La vía de degradación de los tejidos no es únicamente por MMPs, pero ésta es la más importante por estar relacionada con cualquier otra vía.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Costa CAS, Hebling J. Biología del complejo dentino-pulpar en relación a su protección mediante adhesivos. En: Henostroza G, ed. Adhesión en Odontología Restauradora. Curitiba: Editora Maio; 2003.
2. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res* 2006; 85(1):22-32.
3. Hannas AR, Pereira JC, Granjeiro JM, Tjäderhane L. The role of matrix metalloproteinases in the oral environment. *Acta Odontol Scand* 2007;(65):1-13.
4. Randall LE, Hall RC. Temporospatial expression of matrix metalloproteinases 1,2,3, and 9 during early tooth development. *Connect Tissue Res* 2002;43(3):205-11.
5. Larmas M. Odontoblast function seen as the response of dentinal tissue to dental caries. *Adv Dent Res* 2001;(15):68-71.
6. Smith AJ. Pulpal responses to caries and dental repair. *Caries Res* 2002; 36(4):223-32.
7. Tsai Chung-Hung, Chen Yi-Juai, Huang Fu-Mei, Su Ying-Fang, Chang Yu-Chao. The upregulation of matrix metalloproteinase-9 in inflamed human dental pulps. *J Endod*. 2005;31(12):860-2.
8. Brinckerhoff CE, Matrisian LM. Matrix metalloproteinases: a tail of a frog that became a prince. *Nat Rev Mol Cell Biol* 2002;3(3):207-14.
9. Ingman T, Sorsa T, Lindy O, Koski H, Konttinen YT. Multiple forms of gelatinases/Type IV collagenases in saliva and gingival crevicular fluid of periodontitis patients. *J Clin Periodontol* 1994;(21):26-31.

10. Ueda L, Matsushima K. Stimulation of plasminogen activator activity and matrix metalloproteinases of human dental pulp-derived cells by tumor necrosis factor-alpha. *J Endod.* 2001;27(3):175-9.
11. Sulkala M. Matrix metalloproteinases (MMPs) in the dentin-pulp complex of healthy and carious teeth. Faculty of Medicine, Institute of Dentistry, University of Oulu, Finland. 2004 Academic Dissertation to be presented with the assent of the Faculty of Medicine, University of Oulu, for public discussion in Auditorium 1 of the Institute of Dentistry, on December 10th, 2004.
12. Ring ME. Historia de la Odontología. 1ra Ed. Barcelona: Doyma. 1993.
13. Henostroza G, Henostroza N. Concepto, Teorías y Factores Etiológicos de la Caries Dental. En: Henostroza G. Diagnóstico de la Caries Dental. 1ra Ed. Lima:1994; 28(1):21-7.
14. Siqueira José F, Rôças Isabela N, Silva Marlei G. Prevalence and clonal analysis of *Porphyromonas gingivalis* in primary endodontic infections. *J Endod.* 2008;34(11):1332-6.
15. Huang F-M, Tsai C-H, Yang S-F, Chang Y-C. The Up regulation of oncostatin M in inflamed human dental pulps. *Intern Endod J.* 2009;42(7):627-31.
16. Makela M, Salo T, Uitto VJ, Larjava H. Matrix metalloproteinases (MMP-2 and MMP-9) of the oral cavity: cellular origin and relationship to periodontal status. *J Dent Res* 1994;73(8):1397-406.
17. Yuan W, Varga J. Transforming growth factor-beta repression of matrix metalloproteinase-1 in dermal fibroblasts involves Smad3. *J biol Chem.* 2001;276(42):38502-10.
18. Palosaari H, Pennington CJ, Larmas M, Edwards DR, Tjaderhane L, Salo T. Expression profile of matrix metalloproteinases (MMPs) and tissue inhibitors of MMPs in mature human odontoblasts and pulp tissue. *Eur J Oral Sci* 2003;111(2):117-27.

19. Pozo P, Valenzuela MA, Melej C, Zaldívar M, Puente J, Martínez B et al. Longitudinal analysis of metalloproteinases, tissue inhibitors of metalloproteinases and clinical parameters in gingival crevicular fluid from periodontitis-affected patients. *J Periodontal Res* 2005;(40):199-207.
20. Yu-Chao. Effect of black-pigmented bacteria on the plasminogen-plasmin system in human pulp and osteoblastic cells. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics* 2003;95(5):621-5.
21. Kamio Naoto, Hashizume Hideki, Nakao Sumi; Matsushima Kiyoshi, Sugiya Hiroshi Plasmin is involved in inflammation via protease-activated receptor-1 activation in human dental pulp. *Bioch Pharm.* 2008;75(10):1974-80.
22. Caviedes-Bucheli J, Lombana N, Azuero-Holguin MM, Muñoz HR. Quantification of neuropeptides (calcitonin gene-related peptide, substance P, neurokinin A, neuropeptide Y and vasoactive intestinal polypeptide) expressed in healthy and inflamed human dental pulp. *Int Endod J* 2008;39(5):394-400.
23. Palosaari H, Wahlgren J, Larmas M, Rönkä H, Sorsa T, Salo T, Tjäderhane L. The expression of MMP-8 in human odontoblasts and dental pulp cells is down-regulated by TGF-beta1. *J Dent Res* 2000;79(1):77-84.
24. Overall CM, Lopez-Otin C. Strategies for MMP inhibition in cancer: innovations for the post-trial era. *Nat Rev Cancer* 2002; 2(9):657-72.
25. Okabe Tatsu, Sakamoto Maki, Takeuchi Hitomi, Matsushima Kiyoshi. Effects of pH on mineralization ability of human dental pulp cells. *J Endod.* 2006;32(3):198-201.
26. Maeso G, Bravo M, Bascones A. Levels of metalloproteinase-2 and -9 and tissue inhibitor of matrix metalloproteinase-1 in gingival crevicular fluid of patients with periodontitis, gingivitis, and healthy gingiva. *Quintessence Int* 2007;(38):247-52.

27. Drouin L, Overall CM, Sodek J. Identification of matrix metalloendoproteinase inhibitor (TIMP) in human parotid and submandibular saliva. J Periodontal Res 1988;(23):370 -7
28. Perez A. La Biopelícula: una nueva visión de la placa dental. Rev Estomatol Herediana 2005;15(1):82–8.
29. Huang Fu-Mei, Yang Shun-Fa, Chang Yu-Chao. Up regulation of gelatinases and tissue type plasminogen activator by root canal sealers in human osteoblastic cells. J of Endod. 2008;34(3):291-4.

INDICE ENDODONCIA ROTATORIA

I.	Introducción.....	1
II.	Evolución de los instrumentos y aparatos utilizados en endodoncia...	3
	3.1 Motores para Accionar los Instrumentos Níquel Titanio	6
	3.2 Limas de níquel titanio.....	9
	3.3 Instrumentos manuales en NITI.....	10
	3.4 Instrumentos rotatorios en NITI	10
III.	Características de los Instrumentos de NITI	11
	4.1 Sistema Lightspeed	13
	4.2 Sistema Quantec	14
	4.3 Sistema Pro File	16
	4.4 Sistema GT Rotary Files	19
	4.5 Sistema Pro Taper.....	21
	4.6 Sistema K3	24
IV.	Mecánica de la Limas NITI.....	28
V.	Técnicas de Instrumentación	33
	7.1 Sistema Lightspeed	33
	7.2 Sistema Quantec	34
	7.3 Sistema ProFile	36
	7.4 Sistema GT Rotary File	38
	7.5 Sistema ProTaper.....	39
	7.6 Sistema K3	41
VI.	Discusión.....	43

VII.	Conclusiones.....	49
VIII.	Referencias Bibliográficas.....	51

INTRODUCCIÓN

La obturación hermética del sistema de conductos radiculares por medio de materiales biológicamente tolerables continúa siendo la meta del tratamiento endodóntico. Existen dos propósitos fundamentales en la instrumentación endodóntica: 1) Despojar de tejido pulpar, bacterias y restos necróticos del conducto y 2) Darle forma adecuada para facilitar la colocación de los materiales que lo sellen por completo, e impidan además la micro filtración bacteriana.

HARLAN (1996).El espíritu innovador de los investigadores todavía no fue capaz de modificar el paradigma endodóntico basado en la limpieza, desinfección y obturación de los conductos radiculares.(1)

ZANELLO et al. (1999). El refinamiento de técnicas, creación de nuevos instrumentos y perfeccionamiento de materiales representan un innegable progreso, por lo tanto, los preceptos básicos que rigen la endodoncia continúan siendo los mismos desde hace siglos.(2)

Si el objetivo final de la endodoncia es llenar el conducto radicular en forma tridimensional, debería entenderse claramente que esto no se podría alcanzar hasta que el conducto haya sido conformado hasta por lo menos una conicidad mínima de un 6% e idealmente mayor.

MACHTOU, WEBBER (2001). Una preparación cónica, facilita además, una óptima irrigación por intercambio de líquidos a través del sistema de conductos radiculares, el cual, en presencia de hipoclorito de sodio debería ciertamente quedar limpio y aséptico.(3)

Además de los instrumentos convencionales manuales, otros instrumentos fueron fabricados a lo largo de estos últimos años. El avance tecnológico posibilitó la producción de nuevos instrumentos las modificaciones en las limas torneadas fueron hechas para mejorar la calidad de la instrumentación de los

conductos, y también evitar accidentes iatrogénicos durante su uso. Esas modificaciones involucran diferencias en la sección transversal de los instrumentos, con alteración en los ángulos y profundidad de corte de las láminas y alteración en la punta del instrumento.

A partir de los instrumentos manuales fueron desarrollándose varios otros a ser utilizados en forma mecánica. Así aparecieron los instrumentos rotatorios usados en contra ángulos neumáticos o motores eléctricos, otros fueron desarrollados para ser usado en sistemas sónicos o ultrasónicos. Todos producidos y lanzados al mercado en un ritmo acelerado, dificultando incluso, el acompañamiento de esa evolución tecnológica por el profesional.

Según LEONARDO y DE TOLEDO, las limas utilizadas también fueron evolucionando. Así del acero carbono pasamos al acero inoxidable, para llegar al níquel titanio muy promocionado hoy en día. Desde su introducción en la década de 1990, innumerables avances fueron incorporados a estos instrumentos.(4)

Es nuestra intención ahondar en el estudio de los instrumentos fabricados a partir de estas “nuevas limas”, a fin de conocer mejor sus características y propiedades, así como evaluar su aporte real o potencial a la endodoncia actual.

EVOLUCIÓN DE LOS INSTRUMENTOS Y APARATOS UTILIZADOS EN ENDODONCIA.

En la tentativa de promover la limpieza, conformación y ampliación de los conductos radiculares, Maynard creó la primera lima endodóntica a partir de una cuerda de reloj, en 1838. Este fue el paso inicial que dio origen a una infinidad de diferentes instrumentos hoy disponibles en el mercado.

En 1889, Augusto Maillefer fundó la Fabrique D'Instruments Dentaires en Baillaigues, Suiza, produciendo tiranervios en diversos tamaños.

COHEN y BURNS (1998) relatan que, en 1915, surgió el primer instrumento manual realmente útil en la remoción de dentina, la lima tipo K (Kerr Manufacturing Co). Esta lima fue confeccionada a través de la torsión de un hilo de acero de sección cuadrada, a modo de espiras. Otras limas (Hedström) fueron producidas también a través de la torsión de un hilo de acero de sección circular. También existen limas y ensanchadores llamados híbridos, que son variaciones de las dos limas citadas. Al no disponer de un padrón específico siguen las especificaciones de las limas tipo K o Hedström. Hasta el inicio de la década del 60, no existía un padrón a ser seguido por los fabricantes de instrumentos endodónticos.(5)

En 1962, la Asociación Americana de Endodoncia aceptó las sugerencias hechas por INGLE y LEVINE (1958) en la tentativa de estandarizar los instrumentos, creando una nueva escala de numeración para las limas vigentes hasta hoy. El acero carbono, materia prima de las limas confeccionadas en esta época, fue substituido por el acero inoxidable, de propiedades muy superiores. En la actualidad ha ganado popularidad otra aleación: el Níquel Titanio.

La guía de penetración de las limas endodónticas también fue evolucionando. La punta activa del instrumento ha sido modificada. Actualmente, lo más aceptado es una guía pasiva, evitando así escalones o perforaciones.

En la tentativa de disminuir la fatiga del operador y acelerar la preparación de los conductos radiculares, fueron desarrollados instrumentos mecánicos, que utilizan

fresas o limas acopladas y funcionan por principios de rotación, imitación de los movimientos manuales, u oscilatorios (sónica o ultrasónica).

El uso de instrumentos rotatorios para la preparación del conducto radicular es casi tan antiguo como los instrumentos manuales. Fueron introducidos al final del siglo pasado IMURA y ZUOLO (1998), pero mucho tiempo pasaron casi inadvertidos.

Las fresas de Gates-Glidden permanecieron mucho tiempo siendo usadas solamente en la preparación para anclaje de espigos protéticos LASFARGUES et al. (1986).

En la actualidad sabemos la importancia de estas fresas como auxiliares en la preparación de los conductos radiculares.

SCHILDER (1974), publicó un trabajo de gran impacto recomendando el uso de fresas de Gates Glidden en la preparación de los conductos radiculares.(6,7)

ESTRELA y FIGUEIREDO (1999), citan como ventajas del uso de fresas de Gates-Glidden: 1) mayor remoción de la contaminación cervical; 2) menor formación de escalón, desvío apical y fractura del instrumento; 3) mayor control sobre la parte activa de la lima; 4) permite mayor penetración de la cánula de irrigación, facilitando el movimiento de la solución irrigante.(8)

Con la evolución de la metalúrgica y modificaciones en el diseño, el uso de las fresas Gates Glidden fue más seguro. En la actualidad se fabrican fresas de Gates

Glidden de Níquel Titanio, las cuales comparadas con las de acero inoxidable vemos que poseen: mayor flexibilidad, parte activa menor y diseño levemente diferente, SOARES y GOLDBERG (2002)

Entre los contra ángulos que intentaban imitar los movimientos del dentista operando las limas, podemos citar al Giromatic (Micro-Mega S.A., Suiza), Canal Finder (Société Endo Technic, Francia), Dynatrak (Caulk Dentsply, EUA) Excalibur (V&H, Austria) Canal Leader (Set Alemania), Endo Lift (Kerr USA) y, más recientemente, el M4 (Kerr Corp, EUA), LEONARDO y LEAL (1998), IMURA y ZUOLO (1998).

El que más recibió atención fue el Canal Finder, desarrollado en Francia en 1984; presenta dos movimientos básicos: el movimiento longitudinal, de 0,3 a 1 mm, y el movimiento de rotación. Aunque ciertos autores consideren que algunos de estos aparatos mecánicos pueden ser eficientes y seguros, la literatura en su mayoría refiere una superioridad de la instrumentación manual.

Luego, a partir de 1984, la popularización de aparatos basados en el sistema piezo eléctrico, contribuyó al rescate y perfeccionamiento de la técnica ultrasónica. La vibración más constante, así como la menor producción de calor y ruidos, transformó este sistema, en patrón para la manufactura de transductores (parte responsable de la transformación de corriente eléctrica en movimiento oscilatorio).

BELLUOMO et al. (1998), afirman obtener una mejor limpieza en la preparación del conducto con la técnica del ultrasonido, en comparación con la técnica manual.(9,10)

GARCIA y GABRIELLI (1995) no encontraron diferencias en cuanto a la técnica manual e ultrasónica. WARD et al. (2003), recomiendan en algunos casos para remover instrumentos de Ni-Ti fracturados dentro del conducto.(11)

Otros como ZANELLO et al. (1999), afirman que en casos de fracturas, el uso de ultra-sonido es altamente contra-indicado.(2)

Algunas marcas comerciales de aparatos ultrasónicos son: Cavi Endo (Dentsply USA), Enac System (Osada Electric Japón), Endo- Profi (Dabi atlante Brasil), Jet Sonics (Gnatus Brasil). Históricamente, el sistema ultra-sónico surgió antes que el sistema sónico. La principal diferencia entre los sistemas

sónicos y ultra-sónicos está en la frecuencia del movimiento oscilatorio. El primer sistema trabaja en la franja de sonido audible (20 a 20.000 Hz), en cuanto el segundo opera encima de esta franja.

Motores para Accionar los Instrumentos de Níquel Titanio

Hubo modificaciones importantes incorporadas a los motores, las cuales son consideradas como los avances más recientes, y merecen cierto destaque. De forma general:

LEONARDO y DE TOLEDO (2002), afirman que existen en el mercado 3 generaciones de motores que accionan las limas de NiTi.(4)

1- MOTORES DE PRIMERA GENERACIÓN (Alto Torque): Los primeros modelos fueron lanzados cerca de 1990. Estos aparatos presentan como características principales: baja velocidad, estabilidad y alto torque. La velocidad de estas unidades varía entre 100 rpm a 150 rpm, y presentan torques aproximados de 30 N.cm.

2- MOTORES DE SEGUNDA GENERACIÓN (Limitadores De Torque): Estos aparatos lanzados alrededor de 1999 presentan una sensible reducción de los valores de torque, haciendo que el índice de fracturas de las limas disminuyera sustancialmente. A pesar de que este cambio trajo un gran avance para la reducción de las fracturas de las limas, los valores de torque transmitidos a los instrumentos, la mayoría de las veces, no eran los más adecuados. Los valores de torque inadecuados no facilitan la ejecución de un trabajo mecánico ideal.

3- TERCERA GENERACION (Control De Torque): Estos aparatos constituyen la última evolución de los motores eléctricos con dispositivos electrónicos comandados por microprocesadores. El principal objetivo de los aparatos de la tercera generación es maximizar el aprovechamiento de Energía Mecánica con el máximo de seguridad posible. Ya que cada instrumento presenta un valor de resistencia máxima para ejecutar el trabajo de corte, un pequeño

microprocesador “libera” solamente la cantidad exacta de energía (torque) para la realización del trabajo deseado.

A continuación describiremos algunos de los motores eléctricos que se presentan en el comercio:

Funak: Este motor posee múltiples velocidades y posibilidad de control de torque. Posee, también, reverso automático y contra-ángulo reductor de 18:1.

TC motor (Nouvag): Además del control de velocidad, posee la posibilidad de control de torque. Este equipamiento es producido por la NOUVAG AG, SWITZERLAND.

Easy Endo System: posee un avanzado circuito electrónico alcanzando límites de torque de bajísima intensidad. Tiene múltiples velocidades y no necesita de contra ángulo reductor. Presenta 2 pre-programaciones de técnicas y otra para ser programado por el operador. Posee también, límite de torque auditivo y reverso automático. Posibilita también la utilización de fresas Gates-Glidden así como el uso del termo compactador.

Endo Plus (K Driller - Brasil): Además de la preparación del conducto posibilita la obturación y desobturación de la gutapercha. Permite la alteración de velocidad: 1:1, 3:1, 10:1, 16:1, 18:1 o 20:1. Controla la lima auxiliado por feedback gráfico y auditivo progresivo. Puede ser utilizado un contra ángulo 1:1 control de torque 0.2N.cm a 2.5N.cm; o también contra ángulo reductor 16:1 control de torque 0.2 N.cm a 8.0N.cm. Tiene función reversa semi automática en el pedal, acompañada de señal sonora (anti horario). Posee doble pedal.

Endo Pro (K Driller -Brasil): Posibilita alterar velocidades y torque en 10 niveles independientes. Permite también, la obturación de conductos con gutapercha. Tiene función reversa semi automática en el pedal, acompañada de señal sonora (anti horario). Posee un sistema de torque progresivo de 0.1 N.cm a 3.5 N.cm. La velocidad puede ser seleccionada de 150 rpm a 6000 rpm. Utiliza contra ángulo 1:1. posee doble pedal.

Rotary Master (J. Morita- Brasil): Posee un contra ángulo reductor de 16:1 que es liviano y proporciona control para obtener una rotación precisa y constante. Presenta función reversa. La velocidad es constante y no es afectada por la presión aplicada a la lima.

Otros aparatos motorizados vienen como pieza de mano y poseen una batería interna recargable. Por lo tanto, dispensan del cable. Entre ellos podemos mencionar al Endo-Mate 2 (NSK), que gira a velocidades de 200 a 600 rpm. Es un motor eléctrico con cargador automático. También el TRIAUTO ZX (J MORITA), que posee 3 funciones automáticas:

- 1) accionamiento automático: al entrar en el conducto, la lima es accionada y para automáticamente, cuando la lima es retirada del conducto.
- 2) reverso automático por torque: para e invierte la dirección de rotación de la lima ante una presión muy fuerte
- 3) reverso automático apical: para e invierte la rotación de la lima, cuando alcanza la LRT pre establecida.

GRIMBERG et al. (2002) y CSIKÁNY y FAZEKAS (2000), afirman que el TRIAUTO ZX es útil y confiable, evita la sobre instrumentación y parece ser una herramienta de valor para los procedimientos endodónticos.(12)

YARED, et al. (2003) afirman que el uso de motor eléctrico con control de alto torque es seguro si el operador es experto.(13)

Aparte de los motores eléctricos, en el comercio también existen contra ángulos neumáticos, con movimiento de rotación completo o recíproco, velocidad reducida y torque controlado. Una de ellas es el NiTi Control (Anthogyr), que posee control de velocidad y un anillo para regular el torque en 4 posiciones . Cada posición corresponde a un valor de torque; 0,7 N.cm, 1,4 N.cm, 2,3 N.cm, 4,5 N.cm. De acuerdo con el diámetro y la longitud de la lima, se utiliza la mejor selección de torque. O sea, el torque máximo que puede ser aplicado y tolerado por la lima. Cuando ese valor seleccionado es alcanzado, el

dispositivo accionador para automáticamente el contra ángulo, evitando la fractura del instrumento rotatorio.

En todos los sistemas mecanizados, la técnica requiere un accionar delicado del instrumento, para evitar su fractura.

MESGOUEZ et al. (2003) concluyeron que el tiempo requerido en la preparación del conducto fue inversamente proporcional a la experiencia del operador.(14)

En conductos muy finos, todas las técnicas de instrumentación mecanizadas requieren una instrumentación manual previa, que posibilite la introducción del instrumento.(15)

Las Limas de Níquel Titanio

YEGUEZ RODRÍGUEZ (2000) menciona que Civjan et al. en 1975, trabajando bajo la dirección del Instituto de Investigación Dental del Ejército de los Estados Unidos de América, fueron los pioneros en sugerir que la aleación de NiTi poseía propiedades que se identificaban con las requeridas para los instrumentos usados en endodoncia. Acompañando a los instrumentos, también fueron diseñados aparatos destinados a accionarlos.(16)

WALIA et al. (1988), fueron los primeros en mencionar el empleo de un sistema metalúrgico completamente nuevo, el alambre de ortodoncia de Nitinol, usado para fabricar limas endodónticas. Las pruebas mecánicas demostraron que las limas de Nitinol poseían dos o tres veces mayor flexibilidad elástica que las de acero inoxidable, a la par de una mayor resistencia a la fractura por torsión. Estos datos sugirieron que las limas fabricadas en Nitinol resultarían sumamente útiles en la preparación de conductos radiculares con curvatura.(17)

Las limas metálicas de níquel-titanio recibieron el nombre genérico de nitinol (acrónimo de Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory). Los dos tipos más

comunes de limas de níquel-titanio son el Nitinol-55, compuesto de 55% de níquel y 45% de titanio y el Nitinol-60, que tiene 60% de níquel y 40% de titanio (por peso). Ambas poseen bajo módulo de elasticidad y propiedades martensíticas, o sea, “memoria”. Con la creación de las limas de níquel-titanio, nuevos y revolucionarios instrumentos fueron desarrollados, a fin de aprovechar al máximo las propiedades súper elásticas del nitinol.

Instrumentos Manuales en Nitinol

WALIA et al. (1988) concluyeron que las limas confeccionadas en nitinol eran dos o tres veces más flexibles que las limas de acero inoxidable, exhibiendo también mayor resistencia a la fractura y pronunciada “memoria elástica”. Por ello sugirieron, el empleo del nitinol para la confección de limas endodónticas, a fin de facilitar la instrumentación de conductos curvos. A partir del inicio de la década del 90, las empresas comenzaron a producir comercialmente las limas manuales en Ni-Ti, siguiendo los más diferentes diseños. No es necesario pre curvar las limas de níquel-titanio, pues ellas se acomodan en el lecho del conducto radicular, respetando su anatomía.(17)

En cuanto a la eficiencia en la instrumentación de los conductos muchos autores GAGLIANI et al. (1998), KYUNG (2000), VIEIRA (1999), SONG et al. (2004), SHÄFER y SCHLINGEMAN (2003), SHÄFER y FLOREK (2003) concuerdan que las limas de níquel titanio son más eficientes en mantener la forma original del conducto, que las limas de acero inoxidable.(18,19,20,21,22,23,24)

Instrumentos Rotatorios en NITI

Con el advenimiento de las limas de níquel-titanio, la flexibilidad del mismo permitió la introducción de los instrumentos ejecutando una rotación de 360° en conductos curvos. Por su mayor flexibilidad y guía de penetración no agresiva, las limas de níquel titanio facilitan la preparación de conductos con curvatura moderada, reducen la posibilidad de transporte y evitan la formación de escalones y perforaciones.

El primer conjunto de instrumentos rotatorios fabricados a partir de la lima níquel titanio fue el NT Sensor (NT Company, EUA). La base teórica del funcionamiento de esta lima está en el condensador de Mc Spadden, que pasó a ser confeccionado en nitinol para posibilitar su utilización en conductos curvos.

En poco tiempo, varios otros instrumentos rotatorios en níquel-titanio invadieron el mercado; tales como el Quantec (Tycom Inc), Sistema Lightspeed (Lightspeed Technology Inc.), (EUA), ProFile .04 (Maillefer-Dentsply, EUA), y Pow-R (Moyco Union Broach, EUA), Hero 642 (Micro Mega), Últimamente se desarrollaron otras como GT Rotary Files y Protaper (Maillefer), K3 Endo (SDS KERR) y FKG RACE (FKG Dentaire Suiza). Actualmente existen varios tipos de instrumentos rotatorios hechos en NiTi, cada uno con características propias las cuales serán descritas en este trabajo.

CARACTERÍSTICAS DE LOS INSTRUMENTOS NITI

Las modificaciones incorporados en las limas fueron las más variadas, con nuevos diseños y diferentes características de acción mecánica. Entre estas innovaciones podemos incluir: limas de grandes conicidades (GT rotatorias) Dentsply/Tulsa; Ensanchadores cervicales (Orifice shapers) - Dentsply / Maillefer; Secuencia Multitaper (Quantec Series 2000); Reducción de la parte activa de corte de 16 mm hasta 4 mm. Limas con diferentes longitudes para facilitar el acceso a los conductos radiculares. Algunas características comunes a estos instrumentos son:

A) Apoyos radiales extensos: mantienen al instrumento centrado en el conducto y mejoran su resistencia a la fractura.

B) Áreas de escape sección en “U” bien dimensionadas: evitan el cúmulo de detritos de dentina, lo que podría obliterar el conducto.

Según YEGUEZ (2000), el diseño que utiliza superficies planas radiales entre cada surco impide el enclavamiento de la lima en las paredes del conducto. Las limas que utilizan el “apoyo radial” son limas «U» o limas «H» (Hedström). Las limas «U» se fabrican a través del labrado de tres surcos equidistantes alrededor del vástago.

C) Conicidades diferentes: el padrón ISO, de un aumento de 0.02mm en el Do. por cada mm recorrido en la parte activa (representado por .02), fue modificado a fin de obtener una preparación más centrada del conducto. Con la conicidad mayor, el área de contacto entre las paredes del conducto y la lima disminuye, así como la resistencia que la lima sufre en el movimiento de rotación.

D) Vástago patrón y puntas inactivas: el vástago para contra ángulo permite la utilización de diferentes sistemas en un mismo motor. Las puntas inactivas evitan producir escalones o perforaciones.

E) Vida útil: Los instrumentos poseen una vida útil especificada por cada fabricante, en términos de número de veces que pueden emplearse. Para evitar que se fracturen, deben descartarse al llegar a ese límite.

WARD et al. (2003), afirman que la técnica usando puntas ultrasónicas, y el uso de un microscopio dental, fue exitosa y segura para remover instrumentos rotatorios de níquel titanio fracturados, en conductos radiculares curvos. En especial cuando alguna parte o segmento del instrumento fracturado, fue localizado en la porción recta del canal.(25,26)

LÓPEZ y ELIAS (2001) describieron la falla por torsión y por doblamiento de las limas endodónticas tipo K de acero inoxidable y de níquel-titanio. Afirmaron que fractura por torsión ocurre cuando la punta del instrumento queda inmovilizada en el interior del conducto radicular.(27)

CARMO et al. (2002) compararon la resistencia a la fractura de instrumentos de NiTi accionados a motor (Profile-Maillefer y Pow.R-Moyco Union Broach),

cuando son sometidos al test mecánico de torsión a la derecha. Los resultados mostraron que el ángulo de torsión máxima de fractura no fue influenciado por el aumento del diámetro nominal (número) del instrumento. El torque máximo de fractura aumentó con el aumento del diámetro nominal (número) del instrumento. La fractura ocurrió junto a la inmovilización de la punta de los instrumentos.(28,29,30)

F) Velocidad de rotación: La mayoría de los instrumentos de NiTi utilizan velocidades que van de 150 a 300 rpm. La velocidad de rotación es crítica cuando empleamos los instrumentos mecánicos. Se recomienda no superar las 300 rpm cuando utilizemos instrumental de NiTi.

A continuación presentaremos algunos modelos de instrumentos más comunes y disponibles en el mercado, pues los otros son sólo variaciones de estos.

Sistema Lightspeed

El Sistema Lightspeed (Lightspeed Technology Inc., EUA), fue patentado en 1989 (surgiendo en el mercado en 1993), teniendo como creadores Steve Senia y William Wildey. Este instrumento es una evolución del Ni-Ti Canal Master “U” (Brasseler USA, Georgia), ideado por Wildley. Las limas del Sistema Lightspeed se asemejan mucho a una Fresa de Gates-Glidden, con un asta larga y flexible con parte activa en forma de llama con sección en “U” y apoyos radiales. El formato en “U” de la zona de escape favorece la eliminación de virutas, en cuanto a los apoyos radiales amplios mantienen el instrumento centrado en el interior del conducto radicular. Deben ser utilizadas con una velocidad constante, de 750 a 2.000 rpm. Están disponibles en los tamaños ISO de 20 a 100.

HÜLSMANN et al. (2003), realizaron un estudio comparativo usando instrumentos rotatorios de NiTi Lightspeed y Quantec SC, en la preparación del conducto. Encontraron que ambos sistemas respetaron la curva original del conducto y prepararon una forma de diámetro aceptable. La capacidad de

limpieza no fue satisfactoria en ambos sistemas y fueron deficientes en cuanto a seguridad de trabajo.(31,32)

ROIG CAYÓN et al. (1997), evaluando 6 diferentes limas y técnicas de instrumentación, concluyeron que el Lightspeed conseguía rapidez en la preparación y manutención de la forma original del conducto.(33,34)

ALAPATI et al. (2003), analizaron el desgaste de las puntas del ProFile taper 0.04 y Lightspeed N° 25, siendo nuevas y después de 1, 3 y 6 veces de uso en conductos de molares extraídos. Los autores observaron cambios sustanciales en la punta de estos instrumentos.(35)

Sistema Quantec

El Sistema Quantec (Tycom, EUA) es una evolución de las limas NT Sensor, creadas por John Mc Spadden en 1996. Las limas NT Sensor / McXim revolucionaron el concepto de instrumentación, no sólo por ser limas rotatorias de NiTi pioneras, sino por utilizar conicidades distintas al padrón ISO.

Según IMURA y ZUOLO (1998), estas limas incorporaron varias características físicas, entre las cuales podemos citar: a) diseño con láminas cortantes asimétricas (“Radial Land”); b) ángulos de inclinación positiva; c) zona de escape amplia; d) reducción de la superficie periférica del instrumento, para disminuir la resistencia friccional; e) mayor masa metálica que soportan las láminas cortantes; f) conicidad de 0.02 a 0.06 para preparar los diferentes tercios del conducto; y g) punta activa cortante (posteriormente modificada)(9)

Tabla 1. Valores de los diámetros D0 y de las conicidades de las limas Quantec serie 2000, expresados en milímetros.

Número	Diámetro D0 (mm)	Conicidad
1	0.25	0.6
2	0.15	0.2

3	0.20	0.2
4	0.25	0.2
5	0.25	0,3
6	0.25	0.4
7	0.25	0.5
8	0.25	0.6
9	0.40	0.2
10	0.45	0.2

Al inicio, este sistema estaba compuesto por 10 limas de tamaños, diámetros y conicidades diferentes , a ser utilizadas de forma secuencial. El N° 1 (25/.06) posee 17 mm de longitud el cual está indicado en la entrada del conducto. Los instrumentos N° 2 (15/.02), N° 3 (20/.02), presentan conicidad 0.02 mm/mm y están indicados para preparar el tercio apical. Los instrumentos N° 4 (25/.02), N° 5 (25/.03), N° 6 (25/.04), N° 7 (25/.05) y N° 8 (25/.06), están indicados para aumentar la conicidad del conducto. Los instrumentos N° 9 (40/.02), N° 10 (45/.02) tienen conicidad estándar y sirven para dilatar el tercio apical. La Tabla 1 muestra los valores del diámetro D0, así como las conicidades de las limas.

En 1998, Tycom lanzó las limas Quantec en las versiones SC (safe-cutting tip) y LX (non-cutting tip), a fin de corregir este error. Las primeras poseen punta activa cortante, con el objetivo de penetrar en canales atrésicos y calcificados. Las limas Quantec LX poseen punta redondeada, a fin de evitar el transporte del conducto.

WEI y CHEUNG (2001) investigaron en canales curvos, los efectos y la eficiencia de trabajo, de la lima Flexofile y 3 tipos de instrumentos rotatorios de NiTi (Light Speed, ProFile, Quantec SC). Concluyeron que los instrumentos rotatorios en NiTi mantuvieron la curvatura del conducto radicular en su máximo nivel. Además la técnica NiTi también permitió un ahorro de tiempo.(36,37,38)

ELIAS et al. (2002) utilizando el microscopio electrónico de barrido (MEB), analizaron la corrosión que produce el hipoclorito de sodio al 2,4 %, en las limas Quantec (Tycon), ProFile (Tulsa) y ProFile (Maillefer). Después de 72 horas de test de inmersión y emersión, se observó la acción corrosiva del hipoclorito de sodio sobre el NiTi. El 80% de las muestras tenían áreas de corrosión.(39,40)

Sistema ProFile

Se trata de una familia de instrumentos producidos por la Dentsply (Maillefer). Abarca los sistemas ProFile, ProFile series 29, Orifice Shapers y GT® Rotary Files (de reciente aparición). ProFile: El sistema Profile presenta varios tipos de instrumentos, teniendo cada uno diferentes longitudes y conicidades. Las limas del sistema ProFile .04 poseen guía de penetración sin punta activa, tornando su uso bastante seguro. El diseño en corte transversal se asemeja a las limas del sistema Lightspeed. El sistema ProFile abarca 3 tipos de instrumentos y son fácilmente identificables por los anillos coloridos presentes en el asta de los mismos:

- Maillefer ProFile Orifice Shapers (M.P.O.S.): Conicidad de 5 a 8%, en números de 1 al 6 (20 a 80), con longitud de 19 mm. Son utilizados para la preparación del tercio coronario del conducto radicular, para remover la gutapercha y el cemento en casos de retratamiento o también antes de la inserción de un perno intra radicular.

- ProFile .06: Conicidad de 6% en números de 15 al 40, en las longitudes de 21 y 25 mm. Los instrumentos ProFile® .06 son usados para preparar el tercio medio del conducto. En conductos moderadamente curvos, se usan lo más cerca posible del ápice. El asta de los instrumentos Maillefer ProFile .06 presenta 2 anillos coloridos.

- ProFile .04: Conicidad de 4% en números del 15 al 90, en longitudes de 21, 25 y 31 mm. Son más comúnmente empleados en la preparación del tercio apical del conducto. El asta de los instrumentos Maillefer ProFile .04 presenta

sólo 1 anillo colorido. Los instrumentos Maillefer ProFile tienen una sección transversal en forma de "U", con una superficie "Radial Land", establecida en la zona de contacto entre el instrumento y la pared del conducto. Según los fabricantes, esta sección trae las siguientes ventajas:

1- Eficiencia de corte: Aparte de un ángulo-guía apropiado, el espacio libre entre el instrumento y la pared del conducto permite que la dentina cortada proveniente de la preparación sea removida a medida que la lima avanza.

2- Mantenimiento de la forma natural del conducto: la porción externa de la curvatura del conducto es atenuada con un "Radial Land" en el borde cortante. No hay riesgo de formación de zip, ya que el instrumento se mantiene concéntrico al conducto natural. El ProFile sigue perfectamente la patencia del conducto, así como remueve la dentina cortada del interior del mismo.

3-Seguridad: Juntamente con el movimiento de rotación continua, el "Radial Land" evita todos los riesgos de que el instrumento se enrosque en el interior del conducto. Por lo tanto, el riesgo de fractura es reducido sustancialmente. En casos de estrés, los instrumentos Maillefer ProFile, hechos de una lima especial de níquel titanio, irán a sufrir varias torsiones antes de fracturar. Así, en casos de trabamiento, los instrumentos pueden ser retirados antes de que ocurra la fractura.

Si aparecen torsiones en las espiras, se debe cambiar el instrumento. Los instrumentos ProFile poseen una punta modificada sin ángulo de transición. Con este formato, la punta no ejerce acción de corte. Funcionando apenas como una guía, permite una fácil penetración del instrumento con un mínimo de presión apical. Los riesgos de empaquetamiento y desvíos del conducto son evitados y cada instrumento ProFile puede ser usado a lo largo de toda la LRT sin promover alteración alguna en la posición original del foramen. El ProFile debe ser usado a una velocidad constante de 150 y 350 rpm.

KIUNG (2000) utilizando la técnica Step back en conductos curvos simulados, comparó el efecto del Profile .04, Quantec LX NiTi y limas K de acero inoxidable.

Observó que hubo tendencia de mantener el conducto más centrado en los grupos de Quantec y Profile .04; pero la diferencia no fue significativa. En cuanto a la forma final, los conductos preparados con Profile .04 y Quantec LX tendieron a ser más redondos. En cambio, los conductos preparados con limas K, estuvieron entre ovalados e irregulares. Aquí la diferencia fue significativa.(19)

FARINIUK et al. (2003), evaluaron la capacidad de limpieza de los instrumentos rotatorios: Endo Flash, ProFile, PowR y Nitiflex. El más eficiente en la limpieza del conducto fue el Grupo ProFile .04, seguido por Pow-R files, Nitiflex. Sin embargo, el grupo Endo Flash presentó la menor capacidad de limpieza.(41,42,43)

BARATTO FILHO et al. (2002) evaluó el Profile 0.4 para la remoción, en seco, de la Gutapercha. Observó que fue inadecuado para la remoción completa, pero en todos los casos pudo llegar fácilmente a la longitud de trabajo.(44)

Tabla 2. Valores de diámetros D0, limas ProFile series 29, expresados en milímetros.

Número	Diámetro D0 (mm)
1	0.10
2	0.13
3	0.17
4	0.22
5	0.28
6	0.36
7	0.47
8	0.60
9	0.77
10	1.00

Según el fabricante, estas limas deben ser usadas a velocidades de 150 a 350 rpm.

ARENS et al. (2003), analizaron el uso de limas rotatorias ProFile Series 29, durante 4 semanas, en un experimento clínico utilizando la técnica Crown down. Encontraron que los defectos aparecen aún con limas nuevas y con operadores expertos. Recomiendan, que para una absoluta seguridad, el método de un solo uso debe ser adoptado.(45)

BOOTH et al. (2003), evaluaron la cantidad de torque requerida para fracturar el instrumento rotatorio, cuando la punta se traba. Compararon 3 tipos de limas de NiTi: Profile Series 29 (0.04 y 0.06) y Profile 0.06, en 2 tipos de conductos curvos simulados (uno con curva gradual y otro con curva aguda). La punta fue prensada 2 mm antes de la LRT y un torque controlado fue aplicado hasta la fractura. Todos

fracturaron, pero hubo diferencia estadística. El 0.04 Series 29 fracturó con menos

fuerza que el 0.06. También hubo diferencia estadística donde las limas de menor

calibre, comparadas entre sí, algunas fallaron con menos torque, pero en curvas más agudas.(12)

Sistema GT Rotary Files

Producidas por la Dentsply (Maillefer), este conjunto de limas fue basado en los instrumentos manuales GT de Steve Buchanan. La denominación GT es de Greater Taper, o sea, mayor conicidad. Posee conicidad variando de .06 a .12 y sirven para preparar los tercios cervical y medio. El tercio apical debe ser modelado con las limas ProFile .04 o ProFile series 29. Las limas rotatorias GT, deben ser usadas según la técnica Crown-Down (cérvico-apical o corona-ápice). La velocidad de rotación debe ser entre 150 y 350 rpm. Características: Las limas rotatorias GT presentan puntas inactivas , y al igual que el sistema ProFile, presenta “Radial Land” que los mantiene en el centro del conducto.

Además presentan amplias zonas de escape en forma de “U” para eliminar las virutas dentinarias que va cortando. Los tipos de instrumentos son:

1. GT Rotary Files: con conicidad de 6%, 8%, 10% e 12% y con longitud de 21 y 25 mm. Las 4 limas rotatorias GT Rotary Files que aparecieron al principio, todas presentaban el mismo diámetro en la punta, o sea, 0,20 mm. Estos 4 instrumentos formaban la parte esencial del sistema GT Rotary Files. Más recientemente aparecieron cajas de estas limas ya preparadas en secuencias para conductos estrechos (serie 20), conductos medianos (serie 30) y conductos amplios (serie 40). Para realizar la preparación de los conductos radiculares, se emplea la técnica Crown Down (Cérvico-apical). La secuencia de utilización de las limas rotatorias GT, en dicha técnica, debe ser de mayor a menor conicidad.

2. GT Rotary Files .04: Presentan conicidad de 4% con numeración de 20 a 35 y son presentadas con longitud de 21, 25 y 31 mm. Las limas rotatorias GT Rotary Files.04 deben ser utilizadas en la preparación de la parte final, o sea, del tercio apical del conducto radicular.

3. Limas Accesorias GT (Accessory Files) : presentan conicidad de 12% con diámetros 35, 50 y 70 y son presentadas en la longitud de 21 y 25 mm. Estas limas accesorias deben ser utilizadas en la fase final de la preparación, con la finalidad de dar mayor ensanchamiento al tercio cervical del conducto y así facilitar la obturación.

PECORA et al (2000). SONG et al. (2004) comparó el Great Taper (GT) (técnica balanceada reversa), limas NiTi Flex (técnica de fuerza balanceada) y limas SS K- (técnica del Step Back). Concluyeron que el GT y Nitiflex permanecieron mejor en el centro del conducto y produjeron significativamente menos transporte en conductos curvos.(46,47)

IQBAL et al. (2003), usando Profile .06 Series 29, con o sin preparación cervical con GT, evaluaron el transporte del conducto y la pérdida de la longitud de trabajo. Hallaron que la secuencia operatoria del ProFile con o sin pre

instrumentación con GT no tuvo efecto con el grado de transportación y ni con la pérdida de la WL (work length)(48,49)

Los conductos se prepararon con la técnica Crown-Down/ step-back. Concluyeron que el GT Rotary Files modeló aceptablemente las formas del conducto. En conductos curvos y estrechos la longitud de la sección recta del mismo, fue la que determinó la dirección de la transportación, más que el ángulo de curvatura. En curvas de 60° hubo alta incidencia de instrumentos deformados cuando se usó taper 0.04.

Sistema Protaper

Desarrollado más recientemente. Según el fabricante (Maillefer), este instrumento se caracteriza por su simplicidad. La instrumentación completa puede ser realizada con apenas 2 a 5 instrumentos (el sistema total posee sólo 6 limas), tornando el trabajo muy simple y más rápido en comparación con otros sistemas. Posee conicidad progresiva que permite flexibilidad y corte, especialmente para conductos curvos y delgados.

MACHTOU y WEBER (2001), afirman que este diseño innovador, presenta las siguientes características:

1- Múltiple taper: cada instrumento exhibe múltiple taper a lo largo de su parte activa. Esto asegura flexibilidad, reduce la carga torsional y aumenta la eficiencia. En el inicio de la parte activa (en D1), la conicidad es de 0,02 mm/mm, pero a cada 2 mm, (hasta alcanzar D16), la conicidad aumenta 0,02 mm/ 2 mm. Así encontramos en el mismo instrumento las conicidades 0,02; 0,04; 0,06; 0,08; 0,10; 0,12; 0,14; 0,16; 0,18; 0,19 mm/mm LEONARDO y DE TOLEDO (2002).

2- Sección triangular convexa: entra en contacto apenas con una pequeña área de dentina. Lo cual incrementa la eficiencia de corte y reduce el área de contacto contra la pared del conducto. Esto reduce el estrés y por lo tanto el riesgo de fractura en el interior del conducto.

3- Diámetro de punta variable (D0): para acomodarse mejor a la anatomía apical, 0.185 mm para la lima Shaper 1 (S1), 0.20 mm para la lima Shaper 2 (S2), así como para el Accessory Shaper; y 0.20mm, 0.25mm y 0.30mm para los instrumentos Finisher 20, 25, y 30 respectivamente.

4- Punta guía modificada. Especialmente designada para seguir el conducto a través del tejido blando sin dañar la pared del conducto radicular.

5- Angulo helicoidal y zona de escape: están bien equilibrados para favorecer la remoción de virutas dentinarias y evitar el atornillamiento.

6- Sección de vástago pequeño. Para facilitar el acceso en posteriores. El fabricante recomienda usar una velocidad de 300 rpm.

Ventajas del Diseño Exclusivo: El Protaper presenta un revolucionario sistema, para la preparación de los conductos. La serie básica comprende 3 limas para la preparación (shaping) y 3 para la terminación (finishing).

Shaping file X o SX: Es una lima auxiliar usada para la preparación en raíces cortas, para mantener el conducto alejado de concavidades radiculares externas (zonas de peligro) y producir una mayor amplitud. Ideal en la porción coronaria en conductos de raíces más largas. El instrumento SX ofrece muchas ventajas sobre las fresas GT y sobre otros instrumentos empleados en la actualidad para la preparación del tercio coronal.

Shaping files: El N° 1 o S1 fue diseñado para preparar el tercio coronario del conducto mientras que el Shaping file N° 2 o S2 debe ser empleado para preparar el tercio medio. Aunque ambos (S1 y S2), pueden preparar bien los dos tercios del conducto, también pueden ampliar progresivamente el tercio apical.

Con puntas parcialmente activas y bordes cortantes que alcanzan un diámetro máximo de 1.2 mm, cada instrumento (Shaping file) tiene 14 mm. de parte activa.

Finishing files: 1, 2 y 3 están diseñados para una terminación óptima del tercio apical y también para ampliar progresivamente el tercio medio del conducto.

Generalmente se requiere un solo instrumento para preparar el tercio apical del conducto y el instrumento debe ser seleccionado de acuerdo con la curvatura y el diámetro del conducto.

FIFE et al. (2004), realizaron un Test de fatiga cíclica, después del uso clínico del instrumento rotatorio ProTaper. En dicho test no hubo instrumentos fracturados (S1-2 ó F1-2-3), aún siendo reutilizados por un número mayor de casos (4 molar) Concluyeron que el prolongado uso de instrumentos rotatorios de NiTi afectaba fuertemente la fatiga. Sugieren la hipótesis de que otros factores, como errores básicos o primarios y abusos, podrían ser los principales responsables de la fractura del instrumento dentro del conducto.(50)

BLUM et al. (2003), usando instrumentos rotatorios ProTaper en la preparación mecánica de dientes extraídos evaluaron la franja de seguridad. Analizaron las fuerzas verticales y el torque desarrollado durante la preparación mecánica en dientes extraídos. Afirmaron que debe haber un camino abierto y un espacio para guiar la punta terminal flexible de los instrumentos rotatorios de NiTi.(51)

MARTIN et al. (2003), analizaron los factores influyentes en la fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi, K3 y ProTaper. En molares extraídas, evaluaron el efecto de la velocidad rotacional (150, 250 y 350 r.p.m.) y el ángulo de curvatura (<30° y >30°) del conducto radicular, en la fractura del instrumento.(52)

BERUTTI et al. (2003), realizaron un análisis comparativo de stress torsional y de flexión en ProTaper y ProFile. El ProFile fue más elástico que el ProTaper. Con la misma cantidad de masa el Pro Taper mostró menor stress y mejor distribución del mismo, que el ProFile.(53)

PETERS et al. (2003), usando ProTaper in vitro, evaluaron el torque y la fuerza en relación a la anatomía de los conductos (“amplios” y “estrechos”). Registraron el pico del torque y la fuerza, también el número de rotaciones requeridas para modelar el conducto. Hallaron que el rango de torque varió entre 0.8 +/- 0.5 y 2.2 +/- 1.4 N.cm mientras que el rango de fuerza promedio registrado fue de 4.6 +/- 2.6 a 6.2 +/- 2.7 N.(54,55)

El promedio de rotaciones para modelar el conducto fue de 21. Las tres variables registradas fueron significativamente correlativas al volumen preoperatorio del conducto y difirieron significativamente entre conductos “amplios” y “estrechos”. Concluyeron que aunque en algunos casos se usó mucha fuerza, no hubo fractura de los instrumentos ProTaper, en los casos donde se presento buena permeabilidad del conducto. Hubo significativa correlaciones positivas entre la geometría del conducto y los parámetros físicos durante la preparación.

BERGMANS et al. (2003), Compararon 2 tipos de tapers: constante (K3) y progresivo (ProTaper). Concluyeron que el taper progresivo (ProTaper) fue menos influenciado por la curvatura media de la raíz en comparación al K3 de taper constante. ProTaper produjo buena preparación apical centrada. Sin embargo, en la región coronal, el ProTaper tendió más al transporte del conducto, hacia la furca.(56,57,58)

Sistema K3

Desarrollado por el Dr. Jhon T. Mac Spadden y lanzado comercialmente en 2001 por la Sybron Dental Specialties/ Kerr, el sistema K3, es denominado de tercera generación de lima de níquel-titanio. Tiene características innovadoras en cuanto a su diseño, con un ángulo positivo de corte, el ángulo helicoidal variable, la banda radial más amplia (con y sin relevo), y el diámetro variable en la zona de corte.

Según LEONARDO y DE TOLEDO (2002) y SYDNEY (2002), estos instrumentos se han mostrado clínicamente bastante eficientes, con excelente calidad de corte, excelente flexibilidad, mayor durabilidad y bajísimo índice de fractura.(59, 60). Las principales características de esta serie son:

1. Ángulo de corte positivo: El K3 se caracteriza por su ángulo levemente positivo, proporcionando cortes eficientes, y las virutas dentinarias son removidas a través del eficiente ángulo helicoidal.

2. Ángulo helicoidal variable. El ángulo helicoidal de un instrumento determinará una mayor o menor facilidad en la remoción de virutas. La K3 posee un ángulo helicoidal variable, con el intento de facilitar la mayor remoción de virutas en la cara del ángulo positivo de corte. Así, a partir de D1, posee un ángulo aproximado de 31° y, a medida que se aproxima a D16, este ángulo aumenta en torno de 43°.

3. Diferentes bandas radiales. La serie K3 presenta bandas radiales con características únicas. Primeramente, ella posee una banda más amplia, aumentando la resistencia periférica. Esto es porque cuanto menor la cantidad de metal después de la lámina de corte, menor es la resistencia del instrumento al estrés rotacional. Por lo tanto, la resistencia friccional es proporcional al área de la banda radial que contacta con las paredes del conducto radicular. Para reducir esta resistencia friccional, el sistema presenta dos bandas radiales con relevo (alivio) y una tercera banda normal, que tiene como finalidad mantener el instrumento centrado en el conducto.

4. Diámetro variable de la zona de corte: El diámetro variable del núcleo decrece uniformemente en dirección al cabo . Esto hace que estrías más profundas sean obtenidas, así como mayor flexibilidad, sin perder la resistencia. De esta forma, los residuos tienden a ser removidos con mayor eficacia y el efecto en la flexibilidad del instrumento es fácilmente percibido clínicamente. De esta forma, aún los instrumentos de mayor conicidad llegan a trabajar bien, en mayor número de conductos radiculares. Como el ángulo de corte es más efectivo, la profundidad de la espira es importante para acarrear

los residuos en dirección coronaria para que sean mantenidos en suspensión, en la solución irrigadora.

5. Vástago reducido: Las limas K3 poseen el vástago reducido en su longitud. Tiene 4 mm menos que los demás, facilitando el acceso en dientes posteriores, sin alteraciones en la longitud de su parte activa.

Algunas características del K3 son comunes a todos los instrumentos de níquel-titanio accionados a motor, como:

1. Punta inactiva: Cualquiera sea el instrumento a ser empleado en rotación continua, obligatoriamente debe poseer punta inactiva.

2. Conicidades: Los instrumentos K3 son confeccionados en las conicidades: 0.02, 0.04 y 0.06. En décimas de mm., la primera confiere un aumento de la conicidad (de D0 a D16) de 0,32 la segunda 0,64 y la tercera 0,96. Así, los instrumentos están disponibles en las longitudes de 21mm, 25mm y 30mm. La primera serie va de la numeración tradicional de #15 a #40 y la segunda serie de #45 a #60.

3. Ampliadores de orificio: Como todos Los sistemas de rotación continua disponibles actualmente, la serie K3 viene acompañada de los "Orifice Opener" que nada mas son los instrumentos de la serie "flare" de Quantec, de numeración #25/0.12, #25/0.10 y #25/0.08.

4. Velocidad de rotación: No hay cambios en lo que respecta a la velocidad a ser empleada, que debe ser entre 200 y 250 rpm.

Orifice Opener: 17-21-25 mm. Long.	25 – 0.08 conicidad	25 – 0.10 conicidad
Limas: 21-25-30 mm. Long.	No 15-60 conicidad: 0.04	No 15-60 Conicidad: 0.06

SYDNEY (2003), afirma que la razón del buen desempeño clínico que se han obtenido con estos instrumentos, parece estar relacionado con algunas de sus características principales. El ángulo levemente positivo parece resultar en cortes más eficientes; su ángulo helicoidal variable permite que los residuos sean más fácilmente acarreados para la porción coronaria y mantenidos en suspensión en la sustancia irrigadora.

En la serie K3 tenemos tres láminas en 2 diseños diferentes: las dos primeras de ellas, presentan una guía radial amplia con alivio, y la 3ª no tiene alivio. Esto se debe a que una guía radial amplia, sin alivio, causa más fricción en la pared del conducto. El alivio en las dos primeras guías radiales, tiene por objetivo reducir la fricción y controlar la profundidad con que la espira trabaja en la dentina, de modo que el exceso de presión apical no signifique un aumento de volumen de la espira actuando en la dentina. El primer anillo identifica la conicidad, (Ej. verde para el .04 y naranja para el.06). El otro anillo indica la numeración convencional de 15 a 60.

YARED et al. (2003), afirman que el valor del torque a la fractura de los instrumentos aumentan significativamente con el diámetro. También sugieren que el uso repetitivo de los instrumentos K3. 04 afecta principalmente el torque en la fractura.(60,61)

SCHÄFER y SCHLINGEMANN (2003), compararon la eficiencia del K3, con limas manuales de acero inoxidable K-Flexofile. Analizaron la efectividad de limpieza y conformación en conductos con curvas severas (25-35º) de dientes extraídos. Encontraron que K-Flexo files obtuvo mejor remoción de debris que instrumentos K3. Los instrumentos K3 mantuvieron mejor la curva original. También un número importante de instrumentos K3 fracturaron.(22)

SCHÄFER y FLOREK (2003), analizaron, en conductos curvos simulados, la eficiencia de los K3 comparados con limas de acero inoxidable K-Flexofile. Concluyeron que los K3 prepararon rápidamente los conductos y con un mínimo de transporte en la zona de peligro en la curva radicular. También los K3 fracturaron más a menudo.(23)

MECÁNICA DE LAS LIMAS NITI

Como regla general y según ZANELLO et al. (1999), todos los instrumentos rotatorios en níquel-titanio deben ser utilizados en motores de baja rotación y alto torque, preferentemente eléctricos, para evitar el riesgo de fracturas por una posible variación en la velocidad de rotación. Aunque puedan ser usados en micro motores accionados a aire y dotados de contra ángulo reductor, hay riesgo de fractura debido a la velocidad irregular de los motores neumáticos, sujetos a una deficiencia en la provisión de aire.(2)

La velocidad de operación varia de 150 a 2.000 rpm, dependiendo del tipo de instrumento. La presión ejercida por el profesional en el contra ángulo no debe exceder al equivalente para escribir con un lápiz.

LEONARDO y DE TOLEDO (2002), afirman que al introducir el instrumento girando en el conducto radicular, este suele prenderse. En este caso, debe ser rápidamente removido e introducido nuevamente. Este movimiento de “picada” (entrada y salida) no debe tener una amplitud mayor de 1 mm. El instrumento no debe permanecer girando en una única posición. Por ejemplo al alcanzar 18 mm debe ser removido e introducido nuevamente, intentando alcanzar 19 mm. No debe permanecer el instrumento en una misma longitud, o sea, en los 18 mm. En caso de conductos radiculares curvos esta permanencia en una misma longitud provocará la fractura del instrumento. En cuanto al tiempo de permanencia, cada instrumento debe ser utilizado aproximadamente de 3 a 5 segundos.

El número de veces que un mismo instrumento puede ser reutilizado es motivo de controversia. Pero un promedio de 4 a 5 veces parece ser un consenso.

LEONARDO y DE TOLEDO (2002), mencionando a Sattapan, afirman que: la inspección visual de un instrumento de níquel titanio usado no es un método seguro de evaluación, pues la fractura puede ocurrir sin defectos visibles de deformación permanente.

Las limas endodónticas mecánica rotatorias realizan un movimiento completamente diferente de los instrumentos manuales. Mientras las limas manuales presentan una característica de movimiento vectorial vertical (limadura) y otro de rotación (un cuarto de vuelta a la izquierda y/o a la derecha, por ejemplo), las limas rotatorias describen un movimiento de rotación continuo (360 grados) alrededor de su propio eje. Debido a esta peculiaridad de movimiento, las limas rotatorias están sujetas básicamente a dos tipos de “esfuerzos”, que son las principales causas de fractura: 1) Fatiga cíclica y 2) Límite máximo de resistencia a la torsión (fatiga por torsión)(4)

1. Fatiga Cíclica: Las aleaciones metálicas cuando están sometidas a esfuerzos repetitivos sufren lo que llamamos de fatiga cíclica. Esta fatiga ocurre debido al movimiento de FLEXIÓN y DEFLEXIÓN. Es decir cuando una lima se dobla, las moléculas de la superficie están sufriendo CONTRACCIÓN en su superficie interna y EXPANSIÓN en su superficie externa.

Al girar la lima y completar 180 grados o media vuelta, las moléculas de la superficie interna de la lima sufren una inversión y pasan a sufrir expansión.. Se considera la fatiga cíclica uno de los peores tipos de esfuerzos que una aleación es capaz de soportar. Debido al movimiento rotatorio que las limas mecánicas de NiTi describen, están sujetas a la fatiga cíclica.

En la práctica, limas de mayor conicidad (0.05, 0.06, 0.08, etc.) están más sujetas a la fatiga cíclica y deben sustituirse con menor número de veces de uso que las de menor conicidad (0.02, 0.04), LEONARDO y DE TOLEDO (2002).

LEONARDO y DE TOLEDO afirman que: Cuanto mayor es el grado de curvatura de una raíz, menor el número de ciclos para fractura. Y también cuanto menor es el radio de curvatura de un conducto, menor será el número de ciclos para la fractura.

En función de que los radios de curvatura de los conductos radiculares y de los ángulos de curvatura de las raíces tienen una variación enorme, se hace necesario que la secuencia de limas elegidas para la realización de la preparación biomecánica considere la flexibilidad del instrumento. Porque a nivel apical, sólo las limas con flexibilidad óptima tienen condición de trabajar en radios pequeños o grandes curvas.

En general, solamente pequeños radios de curvatura como los ubicados en las raíces distales de molares inferiores y/o raíces palatinas de molares superiores son peligrosos para la ejecución completa de instrumentación mecánica. En estos casos, se indica la ejecución de la manutención de la patencia apical con limas manuales.

2. Límite Máximo De Resistencia De Los Instrumentos: El límite máximo de resistencia de las limas endodónticas es directamente proporcional a la fuerza de cohesión de los átomos del metal que las componen.

Desde el punto de vista de la mecánica podemos decir que el límite de resistencia de una lima endodóntica es proporcional al radio del instrumento en la porción en que el mismo está realizando un trabajo. Esto equivale a decir que el límite de resistencia de la lima es directamente proporcional al Torque (fuerza) necesario para romper las fuerzas de cohesión de los átomos en aquel punto.

Podemos también afirmar que el Límite Máximo De Resistencia de la lima es igual al Torque necesario para fracturar dicha, lima.

También debemos entender que la punta o una porción más apical de la lima es la primera porción del instrumento que toca las paredes del conducto radicular durante la penetración. Avanzando hacia la Longitud Real de Trabajo, la lima podrá encontrar situaciones anatómicas que pueden impedir el avance o dificultar el pasaje de ésta en su porción más frágil. En caso de que el operador

fuerce el paso de la lima, el instrumento podrá sufrir una tensión para ejecutar un trabajo que no es adecuado a su resistencia y fracturarse.

Acción Mecánica De Las Limas Rotatorias Dentro De Los Conductos Radiculares

Consiste en: Eficacia mecánica, Ineficacia mecánica., Control de torque. Para que la lima desempeñe su trabajo pleno de corte, o sea, presente Eficacia Mecánica durante el corte, debemos siempre aplicar el máximo de energía posible (torque). Si liberamos una determinada cantidad x ,de energía inferior a la cantidad ideal para que la lima realice el trabajo mecánico de corte, ésta estará siendo subutilizada. Consecuentemente, el sistema estará siendo ineficaz mecánicamente. Por otro lado, si liberamos una cantidad x de energía mayor que la ideal para que la lima desempeñe su trabajo mecánico de corte, ella estará siendo sobre utilizada (estresada) y podrá causar la fractura del instrumento.

De esta forma, la energía ideal es aquella con la cual el instrumento endodóntico realiza su trabajo mecánico de corte dentro de límites de seguridad para que no ocurran fracturas.

A partir de este principio, fue elaborado el concepto de CONTROL DE TORQUE. El cual permite la correcta transferencia de valores de energía mecánica para los instrumentos por medio del acompañamiento de un Microprocesador que libera sólo la cantidad exacta de energía mecánica (torque), permitiendo una optimización de las limas endodónticas.

Formas De Gastos De Energía

Básicamente existen dos tipos de sistemas:1) Sistemas de conicidad única (taper) única y 2) Sistemas Multi Taper.

1. Sistemas De Conicidad Única(Taper) : Los de conicidad única (taper) fueron introducidos primero, pues históricamente las limas manuales son sistemas de conicidad única, siendo este, 0,02 mm/mm. Todas las limas fabricadas en acero inoxidable pasaron a ser fabricadas en NiTi.

Debido a la necesidad clínica de realizar formatos anatómicamente Cónicos, se introdujeron los sistemas de conicidad (taper) 04. Este sistema fue introducido por Ben Johnson y básicamente era utilizado a través de la Técnica Crown Down.

En los sistemas de conicidad única solamente la punta (D1) del instrumento sufre alteración y el taper se mantiene constante. Cuando la variación en los instrumentos de una secuencia está basada solamente por aumento de la punta, ocurre un contacto (fricción) en una gran área entre la lima y la pared de los conductos radiculares ocasionado una gran disipación de energía por el instrumento. La acción mecánica de conicidad única es reconocidamente ineficaz, exactamente por causa de esta disipación de energía. Uno de los grandes problemas al utilizar sistemas de taper único es la tendencia de un Atornillado (SCREWING EFFECT) de las limas en el interior de los conductos radiculares, que causan frecuentemente la fractura de los instrumentos. Creemos que este efecto se relaciona al hecho de que las conicidades de la lima y del conducto radicular son muy próximas.

2) Sistemas Multi Taper: Los sistemas Multitaper fueron introducidos de forma pionera por John T. McSpadden. En una segunda generación de sistema Multi Taper (1995), el mismo McSpadden, introdujo el Sistema Quantec Series 2000 (Graduating Tapers Technique).

Mecánicamente los sistemas Multi Taper presentan un mejor aprovechamiento de la energía, pues concentran el contacto entre la lima y las paredes del conducto radicular en pequeñas porciones, haciendo que la energía destinada al corte esté concentrada en pequeñas porciones del instrumento.

TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN

Sistema Lightspeed

La técnica de utilización, sugerida por ROYG-CAYÓN et al. (1997), consiste en la ampliación del conducto con limas manuales hasta la N° 15. Luego viene la utilización secuencial de las limas Lightspeed, hasta el calibre deseado, en la longitud de trabajo. Debe hacerse el escalonamiento, siempre recapitulando con la lima de memoria. El motor debe ser accionado en una rotación constante de 750 a 2.000 rpm, no debe parar con limas en el interior del conducto y la irrigación debe ser ejecutada a cada cambio de instrumento.(33)

Técnica:

Una vez realizada la apertura coronaria y el ensanchado del tercio coronario, que puede ser con Gates Glidden, se debe explorar el conducto con limas manuales N° 10 o 15, luego realizar la conductometría. Se puede iniciar el modelado del conducto con limas manuales No 15 o hasta 15. Hacer buena irrigación. Se coloca el instrumento elegido (y calibrado) en el micro-motor y con este en movimiento, al tacto, introducirlo lenta y suavemente hasta la longitud deseada. Si hay resistencia, el instrumento no debe ser forzado. El exceso de presión provocará la fractura de este. Avances de 1 mm con retrocesos de 1 a 3 mm (vaivén) ayudan a vencer la resistencia. No se debe ejercer presión lateral sobre las paredes dentinarias. Cuando el primer instrumento esté entrando y saliendo libremente en el conducto radicular, utilizar con la misma técnica y en orden, los números inmediatamente superiores. La irrigación entre un instrumento y otro es fundamental.

Para un óptimo modelado, la mayoría de los conductos radiculares deben tener el tercio apical instrumentado hasta el No 40 (Instrumento Memoria). Con esto, el modelado de la porción apical estará concluido. Se continúa la preparación con la técnica escalonada, con retroceso programado de 1 mm, usando los

instrumentos Lightspeed N0 42,5; N0 47,5; N0 50, hasta alcanzar un calibre que coincida aproximadamente con la fresa G.G usada en la preparación del tercio cervical. Las características del Lightspeed hacen que la preparación con estos instrumentos origine conductos de forma cilíndrica (igual diámetro en toda la extensión).

Para respetar la conicidad de la mayoría de los conductos, el uso de la técnica escalonada es fundamental. En ese caso, después del uso de cada instrumento, es necesario recapitular con el Instrumento Memoria. Realizar una última irrigación para concluir el modelado.

Observaciones: Los instrumentos Lightspeed tienen vida útil limitada. Los instrumentos finos (20-47,5) pueden ser usados en hasta 8 conductos; los de mayor calibre, hasta 16 conductos. En conductos con curvatura acentuada, el instrumento utilizado deberá ser descartado.

Sistema Quantec

La técnica original se realiza en 3 fases distintas :

1) Fase Coronaria, es la preparación de la porción coronaria del conducto radicular a través del ensanchamiento de la entrada del conducto hasta su tercio medio.

2) Fase Apical: después de obtenerse la Longitud Real de Trabajo, se inicia la 2ª etapa de la técnica, que es la preparación del “Tope Apical”.

3) Fase de Unión: La forma cónica final del conducto radicular es, entonces, delineada, uniendo la preparación apical (Tope Apical) con la preparación coronaria. Esta técnica proporciona un conducto radicular cónico, y caracteriza la preparación denominada Técnica de Variación Gradual de Conicidad, (Graduating Taper Technique) de John T. Mc Spadden.

Esta preparación se considera completa ya que puede ser utilizada durante su ejecución toda la secuencia de instrumentos (limas de No 1 (25/.06) a 10 (45/.02))

Las condiciones anatómicas del conducto radicular, la posición del diente en la arcada y principalmente el dominio de la técnica obtenido por el profesional, podrán determinar una disminución considerable en el número de instrumentos utilizados.

Técnica:

Exploración de la entrada del conducto radicular con lima tipo K de acero inoxidable de número compatible (15, 20, 25)

Fase Coronaria : El objetivo es el desgaste anticurvatura y se usa instrumento Quantec No 1 (25/.06) - 17 mm hasta encontrar resistencia. Luego se hace la exploración (cateterismo) del conducto con lima tipo K de acero inoxidable de diámetro compatible con el conducto y ya provista de un tope de goma de silicona que determina la Longitud del Trabajo Provisional (LTP). Posteriormente la Conductometría, para Obtener la Longitud Real del Diente (LRD) y consecuentemente la Longitud Real de Trabajo (LRT).

Fase Apical : Con Quantec N° 2 (15/.02), hasta alcanzar la LRT. Seguir con Quantec N° 3 (20/.02), hasta la LRT. Luego con Quantec N° 4 (25/.02) hasta la LRT. El uso de los instrumentos Quantec N° 3 y 4 tiene por objetivo ensanchar el "Tope Apical".

En los casos de Necropulpectomías II, después del uso del instrumento Quantec No 2 hasta la LRT se recomienda realizar el debridamiento del foramen (Apical Patency), que deberá llevarse a cabo con limas manuales tipo K, hasta que el Instrumento Apical Foraminal (IAF) sea identificado. Los instrumentos Quantec No 30 (30/.02) y 35 (35/.02), podrán ser utilizados para obtener mayor ensanchamiento del Tope Apical.

Fase De Unión : Con el objetivo de unir las preparaciones y/o escalonamiento, usar el Quantec No 5 (25/.03), hasta la LRT, luego Quantec No 6 (25/.04) hasta la LRT. Seguir con Quantec No 7 (25/.05) hasta la LRT ó Instrumento Quantec No 8 (25/.06) hasta la LRT.

Estos instrumentos son utilizados sin aumentar el diámetro del tope apical y todos son llevados hasta la LRT. Después del uso de cada instrumento se debe irrigar copiosamente el conducto radicular con solución de hipoclorito de sodio, aspirar e inundar el conducto con la misma solución para el uso del próximo instrumento rotatorio.

Sistema ProFile

La técnica original del Sistema Maillefer/Profile .04/.06 fue recomendada por el fabricante (Maillefer - Suiza) durante su lanzamiento en 1996.

Técnica:

La preparación del conducto con los instrumentos Maillefer ProFile es representado por 3 características principales: Rapidez (uso de cada instrumento por apenas algunos segundos), Simplicidad (uso de apenas 6 instrumentos diferentes o menos que eso) , y excelencia en los resultados. La secuencia operatoria descrita abajo es válida para la gran mayoría de los casos. La secuencia descrita abajo es adecuada para la gran mayoría de los casos, pero solamente sirve como indicación.

1 - Hacer una radiografía pre-operatoria del conducto para estimar la longitud de trabajo requerido.

2- Proceder a la apertura coronaria a fin de que sean localizados los diferentes conductos. Esta secuencia operacional comprende cuatro fases:

a - Crown-down: Se estima una longitud de trabajo provisoria a partir de una radiografía pre operatoria. El primer objetivo de la fase “crown-down” es preparar el conducto lo más próximo posible a la longitud de trabajo estipulada, descontando 3 mm (Ej. 21mm - 3mm = 18 mm). El anillo oscuro presente en la asta del instrumento, más próximo de la extremidad activa, marca una longitud de 18 mm. La longitud de trabajo debe ser determinada y, enseguida, la técnica “crown-down” será continuada lo más próximo posible al ápice. Maillefer Pro

Fíle Orifice Shapers #3 (.06/40): el Maillefer ProFile Orifice Shaper #3 es el primer instrumento en la secuencia. Como es relativamente pequeño (19 mm), este instrumento puede fácilmente ser insertado en el interior del conducto. Con el Oríifice Shaper #3 bajo constante rotación, se inserta sin presión excesiva y se aplica un ligero movimiento de vaivén de 5 a 10 segundos.

Maillefer ProFile .06/20: este instrumento avanza más apicalmente que el antecesor. Utilizar de la misma forma que los anteriores. Maillefer ProFile .04/25: en función de que este instrumento tiene una conicidad menor, también avanza más apicalmente que su antecesor. Utilizar de la misma forma que los otros, removiéndolo cuando el avance se torne difícil.

Maillefer ProFile .04/20: Continuar la preparación con este instrumento hasta que se alcance la longitud de trabajo exacta.

b- Determinar la longitud real de trabajo.

c- Preparación apical: tiene el objetivo de preparar la porción apical hasta la longitud real de trabajo. Maillefer ProFile .04/20: Continuar la preparación del conducto con este instrumento hasta que se alcance la longitud de trabajo. Seguir con Maillefer ProFile. 04/25 (o un instrumento Maillefer ProFile® .04) de diámetro mayor, de acuerdo con la anatomía del diente.

d- Conformación Final: Maillefer ProFile .06/20 (u otro instrumento más grueso, de acuerdo con la anatomía del conducto).

Para facilitar la obturación y dependiendo de la técnica escogida, la conformación final puede ser realizada utilizando los instrumentos Maillefer ProFile .06. En esta fase, no se busca necesariamente alcanzar la longitud real de trabajo con estos instrumentos, a no ser que el conducto radicular permita.

Para resumir: los instrumentos Maillefer ProFile son empleados tanto en orden decreciente de diámetro (en la fase crown-down de instrumento más grueso

para el menos grueso), como en orden creciente de diámetro (en la preparación de la longitud real de trabajo) y, en la fase de conformación final, del menos grueso para el más grueso.

Sistema GT Rotary File

Esta técnica también comprende cuatro fases a saber: 1- Técnica Crown-Down (corono apical); 2- Determinación de la longitud de trabajo; 3- Preparación apical (Step- Back); 4- Ensanchamiento final.

1- Técnica Crown-Down: Comienza con la utilización das limas GT Rotary Files .12/20, 30, 40 (conicidad 12%, diámetro 20, 30 ó 40) (según sea el conducto estrecho mediano o amplio). Penetrar con esa lima en el conducto radicular y realizar movimientos de vaivén. A medida que la penetración se torne difícil, no aumentar la presión. Se retira el instrumento y se lo limpia. A continuación, cambiar por la GT Rotary Files .10/20, 30, 40 (conicidad 10%, diámetro 20, 30 ó 40).

2 -Odontometría: Se realiza la conductometría por medio de la técnica que el operador más domina, o sea, la radiográfica o la electrónica.

3 -Preparación Apical (Step-Back): En esta fase se utiliza la lima GT Rotary Files .04/20 conicidad de 4% diámetro 20 (anillo de color amarillo). Avanzar con ligera presión hasta la LRT, en caso de que ésta todavía no haya sido alcanzada por la lima GT Rotary Files .06/20. Cambiar la lima y colocar una GT Rotary Files .04/25 conicidad 4%, diámetro 25 (anillo rojo), alcanzando también la longitud de trabajo. 4-Ensanchamiento Final: En caso de que se desee un mayor ensanchamiento de la región cervical, se puede utilizar la GT Accessory Files. La lima que se escogerá dependerá de la preparación final del área cervical, que se desea obtener, para facilitar la obturación.

El sistema GT actualmente se presenta con un propio sistema de obturación (GT Obturators), basado en la gutapercha plastificada.

La gutapercha viene en un carrier, componente plástico que da flexibilidad para la colocación en conductos curvos. La Gutapercha se presenta en “Fase Alfa”, la cual se calienta en pocos segundos en el horno de GT Obturators.

Según el fabricante (Maillefer), la Gutapercha termoplastificada fluye hacia el orificio apical para producir una obturación tridimensional que incluso alcanza conductos laterales y accesorios.

El GT Obturators está diseñado para ser usado con limas System GT cuyo objetivo final es la preparación y obturación del conducto. Facilita su uso pues las limas tienen su correspondientes GT Obturators compatibles a cada tamaño.

Sistema ProTaper

Según el fabricante esta técnica se caracteriza por ser sencilla y usar pocos instrumentos para su ejecución. Se realizan los siguientes pasos:

1- Explorar el conducto radicular con una lima K N° 10 de acero inoxidable realizando pequeños movimiento de vaivén. Trabajar pasivamente hasta unos milímetros antes de la longitud estimativa de trabajo. Irrigar y mantener los conductos inundados con hipoclorito de sodio (NaOCl) antes y durante los procedimientos.

2- Comenzar la secuencia ProTaper utilizando la lima Shaping N° 1 (S1 con anillo púrpura). El S1 debe ser llevado dentro del canal radicular y movido en dirección apical hasta la longitud inicialmente establecida por el instrumento manual. En los canales más estrechos y difíciles la ampliación de los dos tercios iniciales pueden requerir 1 o 2 recapitulaciones con la lima manual. Irrigar abundantemente y regresar con la lima K N° 10 para remover las virutas existentes.

3- La lima SX (anillo sin color) es usada con movimiento de pincel para la remoción selectiva de la dentina, modelar el conducto lejos de la zona de peligro y rectificar el acceso radicular. Con el acceso mejorado el SX es llevado más profundo en el conducto hasta encontrar ligera resistencia. Trabajar la

resistencia, limpiar el conducto en sentido ápice-corona. Seguir con el SX hasta que 2/3 de la parte activa de la lima ingrese en el conducto. Irrigar.

4- Una vez el pre ensanchamiento de los dos tercios coronales esté finalizado, utilizar la lima manual tipo K 10 pre curvada para sondear el resto del conducto, estableciendo la patencia del conducto, y confirmando la longitud real de trabajo (LRT). Cuando la LRT es confirmada se puede usar el instrumento Shaping N° 1 para preparar el nivel apical.

5- Siguiendo al S1 irrigar y usar el instrumento Shaping N° 2 (S2, anillo blanco). Continuar la instrumentación con movimientos suaves de vaivén hasta alcanzar la LRT. Esta lima típicamente trabajará en la LRT. Usar mucha irrigación.

6- Una vez que los dos tercios coronarios han sido preparados, el tercio apical ya puede ser terminado. Para el cual se debe usar el Finishing N° 1 (F1, anillo Amarillo, ISO 020). Con el conducto inundado de irrigante colocar cuidadosamente el F1 para trabajar la LRT y retirarlo inmediatamente.

7-Determinar el diámetro del hombro apical colocando en la longitud de trabajo una lima manual K 20. Si ajusta en la longitud de trabajo el conducto ya está preparado y listo para ser obturado. Si queda flojo usar el instrumento Finishing N° 2 (F2 anillo rojo ISO 025)

Irrigar y colocar el F2 en la longitud de trabajo y determinar el diámetro del hombro apical colocando una lima manual K N° 25 en la LRT. Si ajusta a ese nivel el conducto está listo para ser obturado. Si queda flojo se debe usar el instrumento Finishing N° 3 (F3 anillo azul, ISO 030). Determinar de nuevo el diámetro de la preparación apical colocando una lima K manual N° 30 en la LRT. Si ajusta a ese nivel el canal está listo para ser obturado.

Sistema K3

Según SYDNEY (2002), por regla general, la técnica para el empleo del K3 debe ser la misma empleada para los demás instrumentos de rotación continua de níquel titanio, restringiendo el uso de instrumentos de conicidad .06, los cuales serán necesarios sólo en algunos casos, donde el diámetro del conducto y la mayor curvatura presente puedan ejercer alguna dificultad en alcanzar la medida de trabajo. Así, adoptamos los siguientes pasos:

1. Acceso coronario: Realizar un correcto acceso coronario con desgastes compensatorios si es necesario, para facilitar la entrada a los conductos radiculares.
2. Acceso radicular. El acceso radicular se inicia manualmente con la exploración y el vaciamiento con lima #10 ó #15 (medida aparente del diente – 2 mm). Este paso es de extrema importancia, pues estos instrumentos harán también el mapeamiento del conducto radicular, indicando posibles trabas a la penetración de los instrumentos y orientando para la localización y ángulo aproximado de las curvas presentes. Se utiliza el ampliador de orificio #25/0.10 en velocidad de 250 rpm, penetrando pocos milímetros con movimientos suaves de penetración y remoción, seguida de buena irrigación con solución de hipoclorito de sodio en la concentración deseada.

Seguir con el uso del ampliador de orificio #25/0.08, penetrando en el conducto radicular según la condición anatómica lo permita, limitado a su longitud de 17mm, y con abundante irrigación. La opción de realizar una odontometría en este momento estaría relacionada a aquellos casos más complejos o cuando la habilidad clínica del profesional así lo exigiere, ofreciendo mayor seguridad para proseguir con los demás pasos.

3. Ampliación reversa: Conforme a la condición anatómica, los instrumentos de conicidad 0.06 (el #30 y el #25) podrán ser empleados para facilitar la preparación.

Caso contrario, la secuencia nos llevaría a utilizar los instrumentos K3, #30/.04, #25/.04 y, si la medida inicial de trabajo no fuera alcanzada, el #20/.04.

4. Conductometría: Alcanzada la medida inicial de trabajo, la radiografía de odontometría es realizada para definir de la medida correcta de trabajo. Para, reducir el tiempo operatorio, en esta fase se podrá utilizar aparatos de determinación electrónica (localizadores apicales) de la odontometría.

5. Ampliación del tercio apical: realizado la preparación del cuerpo del conducto y definida la medida de trabajo, pasamos a la última etapa, que es la ampliación del tercio apical, partiendo de aquel instrumento que alcanzó la medida de trabajo: # 20/.04 (por ejemplo), #25/.04, #30/.04 y 35/04. La preparación en ampliación reversa permite que instrumentos de mayor calibre preparen la región apical con seguridad. En la mayoría de los casos, el instrumento de dilatación máxima apical es el #35/.04, pudiendo, en algunos casos, ser el #40/.04. En los casos de conductos más atrésicos y curvos el #30/.04. Completado la preparación, sacar una radiografía de confirmación de la odontometría, con los instrumentos de dilatación apical.

DISCUSIÓN

Con todo lo detallado hasta aquí, pudimos constatar que el surgimiento de las limas de níquel titanio y su aplicación en Endodoncia provocaron profundos cambios en los conceptos de preparación biomecánica del conducto radicular, conocidos hasta ahora. Toda nueva tecnología, por lo tanto, pasa por un proceso de adecuación y racionalización de su uso. Como ha ocurrido con otros instrumentos en el pasado.

En esta monografía hemos realizado un análisis detallado de estos instrumentos, así como de los motores que los accionan. A continuación vamos a discutir los puntos más resaltantes de los mismos:

1. PARTE ACTIVA: hemos encontrado que casi todos presentan características similares tales como:

A) Angulo de corte: algunos son levemente positivos como en el caso de las limas (Quantec, Lightspeed, K3), y otros son neutros (Profile, GT, Protaper).

B) Angulo helicoidal y amplias zonas de escape en U: para remover las virutas de dentina cortada este ángulo puede ser constante (Quantec, Lightspeed, Profile, GT y Protaper) o variable (K3). Al facilitar la remoción de las limallas dentinarias también evita su empaquetamiento. Además evita el atornillamiento (Screwing effect) del instrumento dentro del conducto.

C) Bandas radiales ("radial land"): algunas en No de dos (Quantec), otras en número de tres (Lightspeed, Profile, GT y K3). El radial land tiene por objeto mantener al instrumento centrado en el conducto y mejorar la resistencia a la fractura.

D) Puntas inactivas: (Quantec, Lightspeed, Profile, GT y K3). Para evitar la formación de escalones. Esta punta guía al instrumento dentro del conducto, la cual debe estar permeabilizada por una lima manual.

En el caso del Quantec, los primeros instrumentos de la serie 2000 presentaban puntas agresivas. Las puntas agresivas de limas fueron capaces de provocar zips y transporte del conducto.(39)

Las puntas del Quantec luego fueron modificadas por puntas más “seguras” (Quantec SC) y por otras inactivas (Quantec LX).

Instrumentos con punta roma son imprescindibles en la manutención de la forma original del conducto, y la utilización de limas con punta activa cortante (Ej. Quantec series 2.000 y Quantec SC), constituye un error que puede llevar a desvíos, transportes y perforaciones.(2,4)

E) Conicidades mayores que el padrón ISO: Estas conicidades pueden ser constantes ((Lightspeed, Profile, GT y K3) y progresivas (Protaper). Las conicidades varían de 2 al 12% en la mayoría de los instrumentos analizados. En el caso del Protaper pueden llegar hasta el 19%.

El quiebre del padrón ISO generó diseños de limas más racionales y eficientes, adecuados al movimiento de rotación en 360° que los nuevos sistemas ejecutan. Este mayor aumento en el diámetro de la lima hace que una pequeña parte del instrumento trabaje en contacto con la dentina, disminuyendo la fricción e impidiendo que haya trabamiento. El temor para usar instrumentos con conicidad

mayor que el padrón ISO es infundado, pues los conductos producidos con limas taper .04 se presentan con padrón de desgaste bastante conservador.

2. VÁSTAGO: vimos que la mayoría de ellos presentan cabo reducido (Protaper, GT, K3) para facilitar la instrumentación en la zona posterior.

3. SEGURIDAD: hemos observado que todos los fabricantes y algunos autores afirman que estos instrumentos son relativamente seguros al utilizarlo en la forma recomendada.(4,60)

Pero una realidad palpable, es que los instrumentos de NiTi fracturan más frecuentemente que las limas manuales y son deficientes en cuanto a la seguridad de trabajo.(31)

La fractura por torsión puede ocurrir cuando la punta queda inmovilizada en el interior del conducto, debido a que el torque, aplicado a la lima, puede ultrapasar el límite de resistencia a la fractura.(27,28). Cuanto mayor es el diámetro de la lima mayor será el torque a la fractura.(16,29,46)

La fractura por flexión ocurre cuando cargas alteradas de doblamiento y desdoblamiento inducen a la formación de rajadura que se propagan hasta la fractura de la lima. Esto ocurre en conductos curvos. Una vez fracturado los instrumentos son difíciles de remover o ser ultrapasados.(26,2,25)

4. COSTO DE LOS INSTRUMENTOS: algunos autores afirman que se debe mejorar el costo SYDNEY (2000). Otros como LEONARDO y De TOLEDO (2002) afirman que el costo elevado se justifica ya que se puede obtener una mejor preparación en menor tiempo, lo cual da mayor comodidad al paciente y al operador.

YEGUES (2000), afirma que el precio elevado se justifica ya que el instrumento de NiTi dura más que el de acero inoxidable. Esto nos parece cierto sólo en los casos de instrumentos manuales de NiTi, no así en los instrumentos rotatorios que tienen un tiempo y número de uso muy limitados.(16)

5. EFICACIA: Los instrumentos de NiTi (Quantec, Lightspeed, Profile, GT, Protaper y (K3), también fueron analizados desde el punto de vista de la eficacia de limpieza, conformación y desvíos del conducto. En primer lugar podemos afirmar que ninguna técnica manual ni rotatoria fue capaz de lograr una limpieza o preparación ideal.(31)

En contraste, algunos autores como GOLDBERG y MASSONE (2002) no encontraron diferencia de transporte del conducto usando limas manuales de

NiTi o limas K. Pero en un trabajo similar realizado por VIEIRA et al. (1999), encontraron menor desvío de conducto utilizando limas manuales Profile Series 29 de NiTi, comparado con limas manuales de acero inoxidable.

6. RAPIDEZ: En cuanto al tiempo necesario para preparar los conductos radiculares, observamos que todos los autores concuerdan que se utiliza un menor tiempo que los instrumentos manuales.(32,33,37,23)

7. COMODIDAD: También pudimos determinar que la mayoría de los autores relatan que el uso de instrumentos rotatorios en NiTi ofrece mayor comodidad, tanto para el paciente como para el operador. Autores como GLICKMAN y KOCH (2000), AVERBAH y KLEIER (2001), ARBAB-CHIRANI , y BAUMANN (2004) recomiendan ampliamente el uso de instrumentos NiTi incluso recomiendan su uso en cursos de pre y post grado por favorecer una atención más rápida, predecible y confortable tanto para el operador como para el paciente. (65,66,67,68,69)

8. FLEXIBILIDAD: Entre las propiedades físicas más resaltantes podemos mencionar la flexibilidad. Sabemos que las limas nitinol son dos o tres veces más

flexibles que las de acero inoxidable WALIA et al. (1988). Las propiedades de súper elasticidad y efecto memoria del nitinol, diferentes del acero inoxidable, fueron aprovechadas en el diseño de estos nuevos instrumentos de modo a obtener el máximo de flexibilidad con el mínimo de transporte del conducto.

9. CINEMÁTICA: Hemos notado que la cinemática de los instrumentos de NiTi rotatorios es diferente comparada con los instrumentos manuales. Éstos últimos “liman” la pared del conducto. En cambio los rotatorios “rotan” en el interior del conducto y de esa forma se desarrolla su acción de limpieza y conformación. A medida que el instrumento penetra en el conducto, una nueva porción de su parte activa entra en contacto con la dentina, debido a su conicidad. De esta forma lleva a cabo la preparación de los conductos radiculares.

10. FATIGA: Las aleaciones de NiTi pueden sufrir fatiga cíclica o fatiga por torsión.

Fatiga Cíclica: Al rotar los instrumentos en los conductos curvos, ocurren movimientos de flexión y deflexión que pueden llevar a la fatiga cíclica y producir la fractura. Puede ocurrir cuando las aleaciones metálicas están sometidas a esfuerzos repetitivos. Este tipo de movimiento se lleva a cabo en conductos curvos. Los riesgos de fractura aumentan cuanto más aguda es la curva.(46,49,22,23)

Fatiga por torsión: ocurre cuando la punta o una parte del instrumento queda trabada en el interior del conducto, y el resto del instrumento sigue girando. Los instrumentos trabados pueden rotar en sentido horario de 479° a 1218°, previo a la fractura hasta ultrapasar el límite de resistencia a la fractura (27,16,29)

Cuanto mayor es el diámetro de la lima, mayor será el torque para la fractura.(29,61). En cambio cuanto mayor es el diámetro, menor será la cantidad de grados rotacionales para la fractura (4)

11. MOTORES: En cuanto a los motores destinados a accionar los instrumentos de NiTi, pudimos determinar que aquellos que poseen control de torque y velocidad, son los más recomendados. Estos permiten mejor rendimiento de los instrumentos de NiTi, al impedir que los mismos, sean sub. o sobre utilizados (4). Desde el punto de vista de la eficiencia de limpieza SIGFRIDGE (2003), no encontró diferencia usando torque controlado o no controlado.

12. VELOCIDAD: La mayoría de los instrumentos de NiTi (Quantec, Profile, GT, Protaper y K3) utilizan velocidades de 150 a 350 rpm. El Lightspeed puede usar velocidad de 700 a 2000 rpm. La velocidad debe ser constante y controlada (70)

13. TÉCNICAS DE INSTRUMENTACIÓN: En cuanto a las técnicas de instrumentación recomendadas por los fabricantes de los instrumentos (Quantec, Lightspeed, Profile, GT y K3), podemos afirmar que la mayoría coinciden en realizar pasos similares: apertura coronaria, localización de la entrada del conducto, exploración del conducto con instrumento manual, preparación del tercio cervical, preparación del tercio medio y preparación del tercio apical.

Todos sugieren seguir la dirección corona ápice “crown down”, utilizando limas de mayor a menor calibre. La técnica Quantec original presenta una ligera variación de esta secuencia es decir se prepara el tercio cervical, luego el tercio apical y por último se unen las preparaciones en la zona media.

CONCLUSIONES

Nuevos materiales, técnicas e instrumentos entran día a día en el mercado, para que el profesional, pueda proveer a sus pacientes tratamientos endodónticos más seguros y confiables. Además estos nuevos sistemas buscan siempre que el tratamiento endodóntico sea más eficiente.

Las innovaciones tecnológicas migran rápidamente, de los laboratorios para el consultorio odontológico, y el profesional debe tener conocimientos teóricos suficientes para poder evaluar el potencial y la indicación de los nuevos aparatos que surgen en el mercado. El especialista tiene la obligación de mantenerse actualizado sobre los nuevos equipamientos en su área, adquiriendo los conocimientos necesarios para su utilización.

Los instrumentos rotatorios en níquel titanio surgen como un arma más en el arsenal terapéutico del endodoncista, no substituyendo la instrumentación manual pero sí complementándola.

En vista a lo expuesto, se puede constatar que los instrumentos rotatorios son eficaces en la preparación de los conductos radiculares, aunque más investigaciones deban ser hechas con el objetivo de desarrollar la mejor técnica de utilización y las indicaciones más apropiadas de dichos instrumentos.

Hasta ahora solo podemos afirmar que la introducción del níquel titanio como material para instrumentos endodónticos abrió nuevas perspectivas. Muchos profesionales y científicos avizoran grandes beneficios con la utilización de los instrumentos de NiTi.

Los problemas actuales tales como la fractura frecuente, y la incertidumbre de su mejor forma de uso, aún deben ser resueltos. Nuestra sugerencia de realizar una ranura intencional cerca del vástago, podría ser una alternativa válida, para

“inducir” al instrumento a fracturarse en esa región, lo cual hará posible su remoción.

Otros desafíos tales como el mejoramiento de su habilidad de corte, optimización de la velocidad, el torque y la fatiga deben ser encarados por los investigadores.

Algunos clínicos son escépticos porque ven todavía en estos instrumentos un método muy mecánico. Sin embargo combinando los conocimientos de la anatomía, biología y fisiopatología, con los conocimientos avanzados de los instrumentos de NiTi, constituyen un gran adelanto en la optimización de la calidad del servicio brindado a los pacientes.

El desafío constante de la endodoncia moderna, es lograr que los tratamientos sean cada vez más rápidos, más cómodos y más eficaces.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Harlan AL, Nicholls JI, Steiner J C. Comparación de instrumentación de conductos curvos empleando limas de níquel titanio o de acero inoxidable aplicando la técnica de fuerza balanceada. J Endod. 1996; 2(4): 45-49.
2. Zanello Guerisoli DM, Sousa Neto MD, Pecora JD. Mecanismo de Ação dos Instrumentos Rotatórios em Níquel-Titanio. Programa Incentivo à Produção de Material Didático do SIAE - Pró-Reitorias de Graduação e Pós-Graduação da USP. Copyright 1999, Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Univ. de São Paulo. <http://www.forp.usp.br/restauradora/rotatorios>.
3. Machtou P, Webber J. report Protaper. Newsletter Dentsply Maillefer. June-July 2001. Homepage: <http://www.maillefer.ch/photos/n2art.pdf>
4. Leonardo MR, De Toledo Leonardo R. Sistema Rotatorio en Endodoncia: Instrumentos de Níquel Tianio. Sao Paulo: Artes Médicas, 2002.
5. Cohen S, Burns RC. Pathways of the pulp. 7 ed. St. Louis, Mosby Inc, 1998.
6. Grossman LI. Endodontia prática. 3ª ed. Rio de Janeiro, Atheneu, 1963.
7. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. D. Clin. N. Amer. 18 (2). 1974: 269-96, apud. Imura N, Zuolo ML. Endodoncia para o clínico Gral. Sao Paulo: Artes Médicas: EAP- APCD, 1988: 327.
8. Estrela C, Figueiredo JAP. Endodontia Princípios biológicos e mecânicos. 1 ed. São Paulo, Artes Médicas, 1999.
9. Imura N, Zuolo ML. Endodoncia para o clínico Gral. Sao Paulo: Artes Médicas: EAPAPCD, 1998: 327.

10. Belluomo G, Gagliani M, Brambilla E, Romeo E. Instrumentación ultrasónica de los conductos radiculares. J Endod. 1998; 4 (3): 5-10.
11. Garcia CA, Gabrielli JC. Avaliação do Volume do Canal Radicular após as Instrumentações Manual e Ultra-sónica. DA APCD, 1995;49(4): 291-4.
12. Grimberg F, Banegas G, Chiacchio L, Zmener O. In vivo determination of root canal length: a preliminary report using the Tri Auto ZX apex-locating handpiece. Int Endod J. 2002;35(7):590-3.
13. Yared G, Bou Dagher F, Kulkarni K. Influence of torque control motors and the operator's proficiency on ProTaper failures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;96(2):229-33.
14. Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary NiTi Profile system in simulated curved canals. Int Endod J. 2003; 36(3):161-5.
15. Sonntag D, Delschen S, Stachniss V. Root canal shaping with manual and rotary Ni Ti files performed by students. Int Endod J. 2003;36(11):715-23.
16. Yeguez Rodríguez E. Aleación de Níquel Titanio y su Uso En Endodoncia, Acta Odontológica Venezolana, 3(1) , 2000: 4-7.
17. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. J. Endod. 1988;14(7): 346-51.
18. Gagliani M, Brenna F, Colombo M. Metodología "crown down" con instrumental en Ni-Ti. J Endod. 1998; 4 (3): 23-30.
19. Kyung A. A Comparison of Stainless Steel k-file, Profile .04, and Quantec LX to shape curved Root canals in vitro. Trabajo de investigación presentado

en el Dept. of Conservative Dentistry, College of Dentistry Seoul National University. 2000.

20. Vieira MVB, Lopes HP, Cavada LCM. Avaliação da influência de limas endodônticas de níquel titânico e de aço inoxidável, manuais, da série 29, conicidade 0,02 mm/mm, no deslocamento apical de canais simulados. Rev. bras. Odontol, 1999; 56(5):208-12.

21. Song YL, Bian Z, Fan B, Fan MW, Gutmann JL, Peng B. A comparison of instrumentcentering ability within the root canal for three contemporary instrumentation techniques. Int Endod J. 2004;37(4):265-71.

22. Schäfer E, Schlingemann R. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K Flexofile. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. Int Endod J. 2003;36 (3):208-17.

23. Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K Flexofile. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J. 2003;36(3):199-207.

24. Goldberg F, Massone EJ. Patency file and apical transportation: an in vitro study. J Endod. 2002;28(7):510-1.

25. Ward JR, Parashos P, Messer HH. Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel titanium endodontic instruments from root canals: clinical cases. J Endod. 2003;29(11):764-7.

26. Al Fouzan KS. Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing in vivo. Int Endod J. 2003;36(12):864-7.

27. Lopes HP, Elias CN, Siqueira Junior JF, Araujo Filho WR. Stainless steel and nickel titanium endodontic files: torsional test. UFES Rev. Odontol, 2001;3(1):8-13.

28. Lopes HP, Elias CN. Fracture of K type endodontic files: theoretic and practical concepts. Rev. bras. Odontol. 2001;58(6):406-10.
29. Carmo AM, Resende do VMC, Lopes HP, Elias CN. Torsional fracture nickel titanium engine driven rotatory instruments. Rev bras Odontol. 2002; 59(3):197-9.
30. Yared G, Kulkarni GK. An in vitro study of the torsional properties of new and used rotary nickel-titanium files in plastic blocks. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;96(4):466-71.
58. Yun HH, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel titanium rotary instruments in simulated root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;95(2):228-33.
31. Hülsmann M, Herbst U, Schäfers F. Comparative study of root canal preparation using Lightspeed and Quantec SC rotary NiTi instruments. Int Endod J. 2003;36(11):748-56.
32. Glossen CR, Haller RH, Dove SB, Del RIO CE. A comparison of root canal preparations using NiTi hand, NiTi engine driven, and K Flex endodontic instruments. J. Endod, 1995;21(3):146-51.
57. Herrera De luna AF, Molina JRD, Guzmán ALB. Evaluación de la transportación y ensanchamiento in-vitro del sistema Protaper. ADM. 2004; LX (1):5-13.
33. Royg-Cayón M, Canalda Sahll C, Brau Aguadé E. Sistema de instrumentación mecánico Lightspeed. Oper. Dent. Endod, 1997;1(3):21-5.
34. Busslinger A, Sener B, Barbakow F. Effects of sodium hypochlorite on nickel titanium Lightspeed instruments. Int Endod J. 1998;31(4):290-4.

35. Alapati SB, Brantley WA, Svec TA, Powers JM, Mitchell JC. Scanning electron microscope observations of new and used nickel titanium rotary files. J Endod. 2003;29 (10):667-9.
36. Costa C, Santos M, Bombana AC. Avaliação da distorção da curvatura em canais simulados, instrumentados por dos sistemas rotatórios: Quantec Series 2000 TM e RBS TM Moyco Union Broach. Rev Odontol Univ São Paulo. 1999; 13 (4): 391-394.
37. Wei X, Cheung SP. The effects of three nickel titanium rotary instruments on root canal curvature. Shanghai Kou Qiang Yi Xue. 2001; 10(4):333-5.
38. Shimabuko, D M. Torsion resistance evaluation of nickel titanium rotary endodontics files, in function of your taper and fixation system of the tip. São Paulo; s.n; 2000. 68 p. illus, tab.(BR).
39. Costa C Da, Santos M Dos. Torsional resistance of two nickel titanium rotatory endodontic instruments. Pesqui. odontol. Bras. 2000;14(2):165-8.
40. Elias, C N, Sendras, M, Lopes, H P. Corrosion of nickel titanium endodontic instruments. Rev. paul. Odontol. 2002; 24 (1):16-19.
41. Fariniuk LF, Baratto Filho F, da Cruz Filho AM, de Sousa Neto MD. Histologic analysis of the cleaning capacity of mechanical endodontic instruments activated by the ENDO flash system. J Endod. 2003;29(10):651-3.
42. Suffridge CB, Hartwell GR, Walker TL. Cleaning efficiency of nickel-titanium GT and .04 rotary files when used in a torque controlled rotary handpiece. J Endod. 2003;29 (5):346-8.
43. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel titanium instruments: Pro Taper versus RaCe. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J. 2004;37(4):229-38.

44. Baratto Filho F, Ferreira EL, Fariniuk LF. Efficiency of the 0.04 taper ProFile during the re-treatment of gutta-percha-filled root canals. *Int Endod J*. 2002;35(8):651-4.
45. Arens FC, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC. Evaluation of single use rotary nickel titanium instruments. *J Endod*. 2003;29(10):664-6.
46. Booth JR, Scheetz JP, Lemons JE, Eleazer PD. A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod*. 2003;29(1):55-7
47. Pecora JD, Capelli A, Barbin EL, Heredia Seixas F. Guia Prático Para Uso Da Instrumentação Eletromecânica (Rotatório) No Tratamento Dos Canais Radiculares. Elaborada com apoio do Programa Incentivo à Produção de Material Didático do SIAE – Pró Reitorias de Autores. Copyright 2001, 29 de Maio. Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Univ. De São Paulo. http://www.forp.usp.br/restauradora/rotatorios/guia/guia_pratico.htm
48. Iqbal MK, Maggiore F, Suh B, Edwards KR, Kang J, Kim S. Comparison of apical transportation in four NiTi rotary instrumentation techniques. *J Endod*. 2003;29(9):587- 91.
49. Calberson FL, Deroose CA, Hommez GM, Raes H, De Moor RJ. Shaping ability of GTTM Rotary Files in simulated resin root canals. *Int Endod J*. 2002;35(7):607-14.
50. Fife D, Gambarini G, Britto Lr L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004;97(2):251-6.

51. Blum JY, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP. Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod.* 2003;29(9):567-75.
52. Martín B, Zelada G, Varela P, Bahillo JG, Magán F, Ahn S, Rodríguez C. Factors influencing the fracture of nickel titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36 (4):262-6.
53. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod.* 2003;29(1):15-9.
54. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J.* 2003;36(2):93-9.
55. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J.* 2003;36(2):86-92.
56. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2003;36(4):288-95.
57. Herrera De Luna AF, Molina JRD, Guzmán ALB. Evaluación de la transportación y ensanchamiento in-vitro del sistema Protaper. *ADM.* 2004; LX (1):5-13.
58. Yun HH, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95(2):228-33.

59. Leonardo MR, Leal JM. Endodontia tratamento de canais radiculares. 3 ed. São Paulo, Panamericana, 1998.
60. Sydney GB. A nova geração de instrumentos de níquel titânio. JBE. 2002; 3 (8): 33-38.
61. Yared G, Kulkarni GK, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. Int Endod J. 2003;36(11):764-9.
62. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. Int Endod J. 2004;37(4):239-48.
63. Szabó J, Serbán T, Nagy G, Madléna M, Ipolyi T. Comparative study of hand held nickel titanium dental instruments based on the shape of the prepared root canal. Fogorv Sz. 2003;96(6):273-6.
64. Jeon IS, Spångberg LS, Yoon TC, Kazemi RB, Kum KY. Smear layer production by 3 rotary reamers with different cutting blade designs in straight root canals: a scanning electron microscopic study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003;96 (5):601-7.
65. Glickman GN, Koch KA. 21st century endodontics. J Am Dent Assoc. 2000; 131:39-46.
66. Averbach RE, Kleier D J. Endodontics in the 21st century: the rotary revolution. Compend Contin Educ Dent. 2001;22(1):27- 36.
67. Arbab Chirani R, Vulcain JM. Undergraduate teaching and clinical use of rotary nickel titanium endodontic instruments: a survey of French dental schools. Int Endod J. 2004;37(5):320-4.

68. Baumann MA. Nickel titanium: options and challenges. Dent Clin North Am. 2004;48 (1):55-67.
69. Parashos P, Messer HH. Questionnaire survey on the use of rotary nickel titanium endodontic instruments by Australian dentists. Int Endod J. 2004;37(4):249-59.
70. Pecora JD, Zanello Guerisoli DM, Barbizam JV, Gonçalves R. GT Rotary Files, Programa Incentivo à Produção de Material Didático do SIAE - Pró-Reitorias de Graduação e Pós-Graduação da USP. Copyright 2000, Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo <http://www.forp.usp.br/restauradora/rotatorios/gt/gt.html>